

(19) 世界知的所有權機關
國際事務局



(43) 國際公開日
2004 年 4 月 29 日 (29.04.2004)

PCT

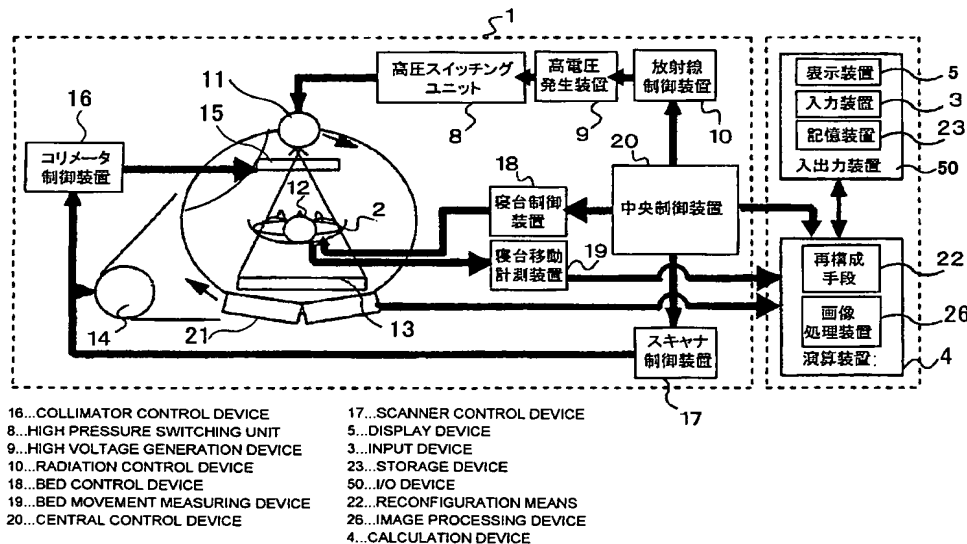
(10) 国際公開番号
WO 2004/034908 A1

- | | | |
|-----------------------------|--------------------------------|---|
| (51) 国際特許分類 ⁷⁾ : | A61B 6/03 | (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都千代田区 内神田一丁目 1 番14号 Tokyo (JP). |
| (21) 国際出願番号: | PCT/JP2003/010971 | |
| (22) 国際出願日: | 2003 年8 月28 日 (28.08.2003) | (72) 発明者; および |
| (25) 国際出願の言語: | 日本語 | (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 後藤 大雅 (GOTO, Taiga) [JP/JP]; 〒277-0813 千葉県 柏市 大室 257-27-105 Chiba (JP). 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒302-0102 茨城県 守谷市 松前台 6-12-6 Ibaraki (JP). 廣川 浩一 (HIROKAWA, Koichi) [JP/JP]; 〒277-0825 千葉県 柏市 布施 868-7 Chiba (JP). |
| (26) 国際公開の言語: | 日本語 | |
| (30) 優先権データ: | | |
| 特願 2002-304463 | 2002 年10 月18 日 (18.10.2002) JP | (74) 代理人: 浅村 皓, 外 (ASAMURA, Kiyoshi et al.); 〒100-0004 東京都千代田区 大手町2丁目2番1号 新大手町ビル331 Tokyo (JP). |
| 特願 2003-78125 | 2003 年3 月20 日 (20.03.2003) JP | |

[続葉有]

(54) Title: X-RAY TOMOGRAPH

(54) 発明の名称: X線断層撮影装置



(S7) Abstract: A projection data phase range capable of back projection for each reconfigured voxel is made an arbitrary value greater than π and it is determined that an absolute value of a corn angle at the end portion of the phase range is minimized. An approximate straight line is calculated for a curve indicating a radiation source position with respect to the channel direction position of parallel beam projection data obtained by a parallel beam of a parallel shape viewed from the go-around axis direction generated from the radiation source. According to the determined projection data range capable of back projection, the parallel beam projection data generated by a filter correction and subjected to filter processing is 3-dimension back projected to a back projection area corresponding to a region in concern along the approximation radiation trace of the radiation beam calculated by using the calculated approximation straight line. Generation of the distortion attributed to data discontinuity is suppressed and arcsin calculation is simplified, thereby significantly increasing the processing speed of the tomograph.

(57) 要約: 再構成ボクセル毎に逆投影可能な投影データ位相範囲を任意の π より大きい値で、この位相範囲の端部におけるコーン角の絶対値を最小化するように決定し、放射線源から発せ

〔続葉有〕



(81) 指定国 (国内): CN, US.

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

られる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出し、決定された逆投影可能な投影データ範囲を基に、フィルタ補正で生成したフィルタ処理された平行ビーム投影データを、算出された近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影する、データ不連続性による歪みの発生を抑制し、 \arcsin 演算を簡略化して大幅な高速度化を図った断層撮影装置。

明 細 書

X線断層撮影装置

5 技術分野

本発明は、被検体に対し相対的に体軸方向に移動する放射線源から放射線検出器を通して得た投影データにより被検体の断層撮影像を生成する断層撮影装置に関する。

背景技術

- 10 従来の三次元逆投影法に関して説明する。三次元逆投影法として提案されているF e l d k a m p法やW a n g法、I H C B法、P I - M e t h o dは、多列放射線検出器に対して照射されるスライス（体軸）方向及びチャネル（回転）方法の双方にひろがり（傾斜角）を有するコーンビームをチャネル方向にのみひろがり
- 15 であり、各検出器列から得られたファンビーム投影データ、または並び替え処理によりファンを平行に置換して得られた平行ビーム投影データに対して、二次元逆投影法と同様のフィルタ補正処理を行い、ビームの軌跡に沿って逆投影処理することで再構成画像を得る。

- 図7はW a n g法の再構成可能条件を、図8はP I - M e t h o dの再構成可能条件を示したものである。ここでF O Vとは有効な視野領域、S O DとはX線管とC T装置の周回軸との間の距離、S I DとはX線管とC T装置との間の距離をそれぞれ示す。W a n g法はF e l d k a m p法を螺旋軌道の撮影に対応させた方法であり逆投影位相幅は $\pi \sim 2\pi$ である。
- 20

- P I - M e t h o dの一例は特開平11-253434に示される。これも螺旋軌道の撮影に対応した逆投影方法であるが、W a n g法における寝台移動速度を向上させるためにボクセル毎に位相の異なる π 範囲を逆投影する再構成方法である。P I - M e t h o dでは、逆投影するX線ビームをX線焦点位置に対向位置にある螺旋で上下方向を制限することで、ボクセル毎の逆投影位相範囲を π にできる。
- 25

I H C B 法の一例は特開平 1 1 - 4 8 2 3 に示される。この方法はボクセル毎に異なる逆投影位相範囲を逆投影するアルゴリズムからなり、その逆投影位相幅は π またはボクセル毎に異なる可能な全データ範囲のどちらかである。

次に、これら従来技術の問題点について説明する。

- 5 F e l d k a m p 法は円軌道の撮影のための画像再構成方法であり、螺旋軌道の撮影には対応していない。W a n g 法は螺旋軌道の撮影に対応した画像再構成法で、逆投影位相幅を π より大きくすることで（データの冗長性を高める）、従来の二次元逆投影法で行われていたような被検体の動きの影響を補正することができるが、データの利用率が悪く、撮影時のらせんのピッチ（以下、計測ス
- 10 ループット）は非常に小さい必要がある。P I - M e t h o d、I H C B 法は、W a n g 法における逆投影位相範囲が広がるよう改善することで、W a n g 法と比較して計測スループットが大幅に改善されるが、データの冗長性を完全に排除した π 範囲の逆投影法であるため、被検体の動きの影響により逆投影位相範囲の開始位相と終了位相でデータの不連続が生じ、強いアーチファクトとなって画
- 15 像に出現しやすい。

- ここでデータ冗長性について説明する。データ冗長性とは、ある位相のデータに加えて、その対向位相データを取得する位相範囲の広さをいう。三次元逆投影法においては、各ボクセル毎にデータの冗長性が異なる。例えば、図 2 2 に示すように、放射線源が 1 8 0 度位相回転して得られたデータから逆投影を行う場合、
- 20 再構成画素毎に寄与するデータ位相範囲が異なり、画素 a では 1 8 0 度以上の位相範囲のデータとなるが、画素 b では 1 8 0 度以下のデータしか得られない。さらに、体軸方向のビーム幅も考慮しなければならず、画素毎にデータの冗長性は複雑に変化する。このため、複雑な冗長性補正処理を必要とする。

これら従来の三次元再構成における問題の 1 つは演算時間の増加である。

- 25 そこで、パラレルビーム二次元逆投影法からパラレルビーム三次元逆投影法への演算量の増加部分に関して検討を行うと、増加した演算は、（１）１次元並べ替え処理の実行回数の増加、（２）再構成フィルタ処理の実行回数の増加、（３）逆投影処理時における検出器列アドレスの算出の追加である。ここで、二次元逆投影法および三次元逆投影法における演算時間を占有する主要な処理は逆

投影処理である。

この中でも特に、検出器列アドレス算出時の焦点と再構成点の距離算出と \arcsin 演算（下式数1の平行ビームの焦点の z 位置算出）の演算負荷が大きく演算時間増加要因の大部分を占める。

5 【数1】

$$z_s = (J \cdot (\phi + \arcsin(t_I / \text{SOD})) / 2\pi) + z_{s0}$$

但し、図29参照。

- 10 SODは放射線源と周回軸間距離、 ϕ は平行ビームの位相角度、 J は放射線検出器13上スキャナ1回転当たりの被検体に対する放射線源の相対的移動距離、 t_I はチャンネル方向の位置、放射線源11の z 方向位置を z_s 、放射線源の周回位相が0の時の z_s を z_{s0} とする。したがって、これら演算を簡略化できれば、大幅な高速化を実現できることになる。

- そこで、本発明の目的は、三次元逆投影演算において、データ冗長性は無くさずにむしろ利用することで、データ不連続性による歪みを抑えて高画質な断層撮
15 影像を得られる断層撮影装置を提供することにある。

更に、本発明の目的は、三次元逆投影演算において、設定されたFOVの範囲に応じて、ファンー平行ビーム変換および逆投影処理に関する \arcsin 演算を簡略化して、画質を劣下することなく、大幅な高速度化を図った断層撮影装置を提供することにある。

20 発明の開示

1. 本発明は、上記目的を達成するために、対向配置した放射線源と放射線検出器の間に寝台上の被検体を配置して上記放射線源と放射線検出器を周回させながらこの周回軸に対して上記寝台が移動可能となるよう構成し、上記放射線源から照射されて被検体を透過した放射線を上記放射線源検出器を用いて検出し、
25 出した投影データから対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上記再構成手段は、ボクセル毎に使用投影データ位相幅が180度以上である逆投影可能な投影データ範囲を決定し、再構成フィルターを重畳し、この投影データ範囲に対して各位相で同一または対向位相のデータの重み付けをし、このフィルタ処理投影データを放射線ビームの照射軌

跡に沿って前記決定した逆投影可能なデータ範囲にわたり三次元逆投影することを特徴とする。

本発明による断層撮影装置は、ボクセル毎に使用する投影データ位相範囲を決定しているため、この位相範囲を投影データの両端にて放射線ビーム傾斜角の絶対値が同一になるようにボクセル毎に投影データ位相範囲を決定することができるようになり、これによりコーン角の小さい投影データを使用することができ、また、重み付け手段により冗長性を持たせて重み関数によりボクセル毎に補正することでデータの位相方向の不連続性による歪みを抑えて高画質な画像を得ることができる。また、複雑な演算を必要とする冗長性処理を必要としないため高速に画像を生成することができる。

2. 更に本発明は、項1に記載のものにおいて、上記データ範囲の決定にあたっては、使用する投影データ範囲の両端におけるコーン角の絶対値の差が小さくなるよう投影データ範囲を決定することを特徴とする。

3. 更に項2のものにおいて、使用する投影データ位相幅がボクセル毎に同位相幅となるように決定することを特徴とする。

項2と3に記載の本発明による断層撮影装置は、ボクセル毎に使用する投影データ位相範囲を決定する決定手段により、具体的に使用する投影データ範囲の両端におけるコーン角の絶対値の差が小さくなるよう投影データ範囲を決定するか、または、使用する投影データ位相幅がボクセル毎と同位相幅となるように決定することを特徴としており、このためよりコーン角の小さい投影データを使用することができる。さらに投影データ両端の放射線ビーム傾斜角度の絶対値を正確に等しくすることで、データの開始方向または終了方向から同時に検出器列方向位置の演算することができ、さらに、各再構成ボクセルの逆投影時に同一の位相範囲を用いるため、冗長性補正のための重み関数は唯一の数式で決定でき高速な演算が行えるようになる。

4. 更に本発明は、項1に記載のものにおいて、上記逆投影可能な投影データ範囲は270度、または360度のいずれかであることを特徴とする。

項3に記載の本発明による断層撮影装置は、逆投影可能な投影データ範囲が270度、または360度のいずれかを使用しており、特に、位相方向にデータを

270度使用して重み付けを行うことで、データ端部の不連続性を最大限低減できる。この270度データは、180度データ端部における不連続点を、90度位相が異なる最も不連続性の少ないデータ位相によって補正し、データの不連続性を最大限に低減することが可能であり、このため、より高画質な再構成を実現
5 できる。

5. 更に本発明は、項1～4のいずれかに記載のものにおいて、1回転当たりの撮影数が多角形表示画素の辺数Cの倍数である投影データを取得し、上記再構成手段は、この投影データに対し上記再構成フィルタを重畳し、同じチャンネル位置でかつ周回方向の投影位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad]
10 づつ異なるデータをグループ化し、このグループ単位で方形画像配列に逆投影する逆投影手段とを有することを特徴とする。

6. 更に本発明は、項1～4のいずれかに記載のものにおいて、上記再構成手段は、得られた投影データから1回転当たりの撮影数が多角形表示画素の辺数Cの倍数であるファンビームデータおよびパラレルビームデータを含むデータに変
15 換し、投影データに対しフィルタを重畳し、同じチャンネル位置かつ周回方向の投影位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] づつ異なるデータをグループ化し、このグループ単位で方形画像配列に逆投影することを有することを特徴とする。

上述した項5および項6に記載の本発明による断層撮影装置は、画像生成にお
20 いて最も演算時間を要する逆投影を高速化するための方法である。本発明では、逆投影を高速に行うために、再構成画像配列形状が多角形であること、および撮影が再構成画像の周りを円運動しながら行われることを利用し、項5に記載のものでは、表示画素の辺数の倍数ビューで撮影しファンビーム再構成を行い、項6に記載のものでは、並べ替え処理によりビュー数が表示画素の辺数の倍数のデー
25 タに変換しパラレルビーム再構成を行う。いずれの場合にも、周回方向の位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] づつ異なる投影データをグループ化し、グループ単位で方形画像に逆投影するようにしており、フル再構成におけるチャンネル方向位置、および補間係数の算出回数を低減可能である。これは、再構成画像が方形であれば、正確に $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad]

d] 異なる位相のデータと再構成画像である方形との位置関係が等しいためである。また、ビュー数を4の倍数とするのは、正確に位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] づつ異なるデータを算出するためであり、フル再構成する場合もハーフ再構成する場合共に、1周の $1/4$ の範囲($\pi/2$ [rad])の

- 5 チャンネル位置計算で画像生成が可能となる。これにより、フル再構成する場合で考えると演算量は $1/4$ となり、1個の演算器で演算したにも関わらず4個の演算器を用いて並列演算した場合に近い結果が得られ、低コストにハイパフォーマンスを実現できることになる。

7. 更に本発明は、項1～6のいずれかに記載のものにおいて、多角形表示画
10 素による画像の体軸方向の画素間隔と、対象物と上記放射線源の周回軸方向の相対移動速度が互いに関連づける関連付け手段を設けたことを特徴とする。

8. 更に本発明は、項7記載のものにおいて、上記関連付け手段は、上記方形画像の体軸方向の画素間隔 $r pitch$ と、対象物と上記放射線源の周回軸方向の相対移動速度 J の関係が、 $J = 2 \cdot N \cdot r pitch$ ($N=1, 2, 3, \dots$)
15 で表されるように構成したことを特徴とする。

9. 項7および項8に記載の本発明による断層撮影装置は、放射線源の位相が $N\pi$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] である位相において、体軸方向位置が Z [mm] であるボクセル $I(x, y, Z)$ と体軸方向位置が $N \cdot J/2 + Z$ [mm] であるボクセル $I(-x, -y, NJ/2 + Z)$ を通過するビームが交
20 わる放射線検出器上の位置が同一となるため、逆投影時に、あるビューにおいて、あるボクセルを通過するビームを算出すると、 $N\pi$ ($N=1, 2, 3, \dots$)

[rad] 異なる位相の列位置が同時に算出されたことに等しくなり、螺旋走査により撮影することで得られる複数周のデータから画像を生成する場合において、画像生成に最も時間を要する逆投影を高速化することができる。

- 25 10. 更に本発明は、対向配置した放射線源および二次元的に検出素子を配列して構成した放射線検出器の間に寝台上の被検体を配置して上記放射線源と放射線検出器を周回させながら、この周回軸に対して上記寝台が移動可能となる構成し、

上記放射線源から照射されて被検体を透過した放射線を上記放射線検出器で検

- 出し、検出した投影データから被検体の上記関心領域における三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上記再構成手段は、再構成ボクセル毎に逆投影可能な投影データ位相範囲を決定し、上記放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる前記
- 5 関心領域に対応した平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出し、投影データの各列に対して上記放射線源からの放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算して補正し、上記放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データから平行ビーム投影データを得る1次元並び替え
- 10 処理を行ない、上記平行投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理平行投影データを生成し、上記決定された逆投影可能な投影データ範囲を基に上記フィルタ処理を経た平行ビーム投影データを、上記近似直線を用いて近似照射軌跡に沿って上記関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影することを特徴とする。
- 15 本発明による断層撮影装置は、使用データ位相範囲算出手段によって決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理平行ビーム投影データを、放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データの関心領域に対応するチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出する近似直線算出手段
- 20 による近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影するようにしたため、従来の平行ビームの焦点位置算出に \arcsin の演算が含まれ演算付加が大きくなっていたが、この \arcsin 演算が近似直線に置き換えられて、平行ビーム三次元逆投影法の演算量を簡略化して大幅な高速化が可能となる。
- 25 11. 更に本発明は、項10記載のものにおいて、上記再構成手段は、この決定された投影データの位相幅に応じて各位相でデータ冗長性を補正するために位相方向の重み関数から重み係数を生成する冗長性補正用重み付けをし、上記平行ビーム三次元逆投影手段は、上記決定された投影データ位相範囲で投影データに対して上記冗長性補正用重み付け手段により得た重み係数を加重し逆投影領

域に前記近似軌跡に沿って三次元逆投影することを特徴とする。

- 1 2. 更に項 1 1 に記載の本発明による断層撮影装置は、上記投影データ位相範囲の決定において、ビュー方向に $f \pi$ [rad] の位相範囲を決定し、冗長性補正用重み付け手段による重み関数により冗長性補正を行うことができる。この
- 5 ため、データに冗長性を持たせ（逆投影位相幅を 180 度より大きくし）、重み関数により重み付けすることでデータ端部（撮影開始／終了時）における不連続性の低減をし、被検体の動きの影響を最大限低減した画像を得ることができる。
- 1 3. 更に本発明は、項 1 0 記載のものにおいて、上記使用データ位相範囲算出手段は、再構成ボクセル毎の逆投影可能な投影データ範囲をボクセル毎に逆投
- 10 影されるビームの最大コーン角が最も狭くなるように決定されることを特徴とする。

このような項 1 3 に記載の本発明による断層撮影装置は、使用データ位相範囲算出手段によりボクセル毎の逆投影位相範囲を最大コーン角が最も小さくなるようにして決定したため、コーン角による画質劣化の影響を低減でき良好な画質を

15 得ることができると共に、被検体と焦点の Z 方向への相対移動速度（いわゆる計測スループット）を向上することができる。

- 1 4. 更に本発明は、項 1 0 記載のものにおいて、上記使用データ位相範囲算出にあたり、再構成ボクセル毎の逆投影可能な投影データ範囲をボクセル毎に逆投影されるビームの位相方向範囲を可能な限り狭くなるようにして決定したこと
- 20 を特徴とする。

このような項 1 4 に記載の本発明による断層撮影装置は、使用データ位相範囲算出手段によりボクセル毎の逆投影位相範囲をビュー数が小さくなるようにして決定したため、ボクセル毎の時間分解能を向上できる。また項 1 3 に示した冗長性補正用重み付け手段と組み合わせることで、被検体の動きの大きい部位において良好な画質を得ることができる。更に、表示画像内における各ボクセルの時間

25 位置が近くなるように、ボクセル毎の逆投影位相範囲をできる限り同一の時間に撮影された時間範囲とすることで、再構成画像に寄与する時間幅を短くして時間分解能を向上することができる。

図面の簡単な説明

図 1 は本発明の断層撮影装置を示す概観図。

図 2 は図 1 に示した断層撮影装置のブロック構成図。

図 3 A, 3 B は円軌道スキャンと螺旋軌道スキャンの焦点軌跡を示す概念図。

図 4 A, 4 B は単一放射線検出器と多列放射線検出器の腰部側面図。

- 5 図 5 A, 5 B は単一放射線検出器と多列放射線検出器の 1 列当たりの X 線ビームのコリメーション厚さを示す図。

図 6 は一般的な再構成手段による処理動作を示すフローチャートである。

図 7 は W a n g 法による再構成可能条件として、放射線検出器 1 3 とビームの位置関係を示す平面図。

- 10 図 8 は P I - M e t h o d 法による再構成可能条件として、放射線検出器 1 3 とビームの位置関係を示す平面図。

図 9 は本発明の再構成手段の一実施例の処理動作を示すフローチャート。

図 1 0 は図 9 に示した使用データ位置範囲決定処理の動作を示すフローチャート。

- 15 図 1 1 A, 1 1 B は放射線源と放射線検出器の螺旋軌跡を示す斜視図および展開図。

図 1 2 A, 1 2 B は図 9 に示した並べ替え処理の動作を説明する斜視図および展開図。

図 1 3 A, 1 3 B は他の並べ替え処理の動作を説明する斜視図および展開図。

- 20 図 1 4 A は 1 8 0 度データ使用時の螺旋計測図。

図 1 4 B は 1 8 0 度データ使用時の螺旋計測に対応する重み関数を示す特性図。

図 1 5 A は 2 7 0 度データ使用時の螺旋計測図。

図 1 5 B は 2 7 0 度データ使用時の他の螺旋計測に対応する重み関数を示す特性図。

- 25 図 1 6 は本発明の再構成手段の他の実施例の処理動作を示すフローチャート。

図 1 7 は 1 8 0 度の位相範囲 ($f = 1$) 時の逆投影データ位相範囲の一例を示す斜視図。

図 1 8 は 1 8 0 度から 3 6 0 度の間の位相範囲 ($1 < f < 2$) 時の逆投影データ位相範囲の一例を示す斜視図。

図 1 9 は 3 6 0 度位相範囲 ($f = 2$) 時の逆投影データ位相範囲の一例を示す斜視図。

図 2 0 A, 2 0 B は図 1 6 に示した冗長性重み付け処理を説明する重み関数の特性図。

- 5 図 2 1 A - 2 1 C は図 1 6 に示した冗長性重み付け処理を説明する各位相毎の重み関数の特性図。

図 2 2 は逆投影可能な位相範囲を示す平面図。

図 2 3 は本発明の再構成手段の他の実施例の処理動作を示すフローチャート。

図 2 4 は本発明の再構成手段の他の実施例の処理動作を示すフローチャート。

- 10 図 2 5 は図 2 3 に示したグループ化処理におけるグループ単位での逆投影を説明する図。

図 2 6 は図 2 3 に示したグループ化処理における他のグループ単位での逆投影を説明する図。

図 2 7 は本発明の再構成手段の他の実施例の処理動作を示すフローチャート。

- 15 図 2 8 A, 2 8 B, 2 8 C は図 2 7 に示した近似直線の算出処理を説明する図とコーン角と X 線源と再構成の関係を示した図。

図 2 9 は投影データ位相範囲の決定処理を説明する図。

図 3 0 は本発明の再構成手段の他の実施例の処理動作を示すフローチャート。

図 3 1 は図 3 0 の使用データを位相範囲算出処理の動作を示すフローチャート。

- 20 図 3 2 A から図 3 2 D はファンビームと平行ビームの関係を示す図。

発明を実施するための最良の形態

実施例 1

以下、本発明の実施の形態を図面を用いて説明する。

図 1 は、本発明の一実施の形態による断層撮影装置を示す外觀構成図である。

- 25 撮影用に用いるスキャナ 1、被検体である対象物をのせて移動するための寝台 2、マウスやキーボードなどで構成され寝台移動遠度情報や再構成位置など計測再構成パラメータを入力するための入力装置 3、多列検出器から得られたデータを処理する演算装置 4、再構成画像を表示する表示装置 5 を有している。

図 2 は、図 1 に示した断層撮影装置の要部を示すブロック構成図である。

- 5 スキャナ 1 には寝台 2 と、高電圧スイッチングユニット 8、高電圧発生装置 9、放射線制御装置 10 を有する放射線発生装置などの放射線源 11 と、被検体 12 を介して放射線源 11 と対向配置した放射線検出器 13 と、この放射線検出器 13 および放射線源 11 を周回方向に駆動する周回駆動装置 14 と、放射線源 11 から照射する放射線領域を制御するコリメータ 15 など
- 10 を有している。コリメータ 15 を制御するコリメータ制御装置 16 と、周回駆動装置 14 を制御するスキャナ制御装置 17 と、寝台 2 を制御する寝台制御装置 18 および寝台 2 の相対的な移動量を計測する寝台移動計測装置 19 と、これらを制御する中央制御装置 20 とを有している。
- 15 入力装置 3 から撮影条件（寝台移動速度、管電流、管電圧、スライス位置など）や再構成パラメータ（関心領域、再構成画像サイズ、逆投影位相幅、再構成フィルタ関数など）を入力し、その指示に基づいて撮影に必要な制御信号が中央制御装置 20 から放射線制御装置 10、寝台制御装置 18、スキャナ制御装置 17 に送られ、撮影スタート信号を受けて撮影を開始する。撮影が開始されると放射線制御装置 10 により高電圧発生装置 9 に制御信号が送られ、高電圧が放射線源 11 に印加され、この放射線源 11 から放射線が対象物 12 へ照射される。同時に、スキャナ制御装置 17 から周回駆動装置 14 に制御信号が送られ、放射線源 11、放射線検出器 13 およびプリアンプ 21 が対象物 12 に対して相対的に周回される。一方、寝台制御装置 18 により被検体 12 を乗せた寝台 2 が円軌道
- 20 スキャン時に静止し、また螺旋軌道スキャン時には放射線源 11 等の周回軸方向に平行移動される。周回駆動装置 14、スキャナ制御装置 17 および寝台制御装置 18 等によって、放射線源 11 および放射線検出器 13 を被検体 12 に対して相対的に周回させると共に被検体 12 の軸方向に相対的に移動可能な駆動装置を構成している。
- 25 放射線源 11 から照射された放射線は、コリメータ 15 により照射領域を制限され、被検体 12 内の各組織で吸収減衰され、被検体 12 を通過して放射線検出器 13 で検出される。この放射線検出器 13 で検出された放射線は、電流に変換されてプリアンプ 21 で増幅され、投影データ信号として演算装置 4 に入力される。演算装置 4 に入力された投影データ信号は、演算装置 4 内の画像を再構成す

る再構成手段 22 で処理される。

再構成画像は、入出力装置 50 内の記憶装置 23 に保存され、画像処理装置 26 により表示装置 5 で断層撮影像として表示される。

図 3 A、3 B は、円軌道スキャンと螺旋軌道スキャンの焦点軌道を示す概念図 5 である。

図 3 A は、円軌道スキャン時の放射線源（焦点）の移動軌跡 24 a を示し、図 3 B は螺旋軌道スキャン時の放射線源（焦点）の移動軌跡 24 b を示している。検出器列が一行とした場合、移動軌跡 24 b のように円軌道で撮影されたときには、フィルタ補正二次元逆投影を行うことで放射線源位置の画像を正確に再現することができ。しかし、移動軌跡 24 b のように螺旋軌道で撮影された場合には、撮影端部位置においてデータの不連続性によりフィルタ補正二次元逆投影のみではその位置でストリーク状のアーチファクトを生じてしまう。そこで、移動軌跡 24 b のように螺旋軌道で得られたデータに対し、データ補間を用いることで移動軌跡 24 a のような円軌道データに補正し、その後にフィルタ補正二次元逆投影を行う。こうして、不連続性を低減した画像を得ることができる。この場合のアーチファクトの程度は、X 線源軌跡における不連続の程度によって決定され、つまり、被検体の移動速度によってアーチファクト程度は変わる。例えば、単一行型螺旋走査 X 線断層撮影装置（SDCT）では、一般的に螺旋ピッチ（被検体移動速度の周回軸方向における X 線ビームの厚みに対する比率）は、対向データを考慮して全撮影領域をほぼ完全にカバーできる程度まで使用されている。

図 4 A、4 B は、それぞれ単一行放射線検出器 13 a と多列放射線検出器 13 b を示した概略側面図である。

図 4 B では、図 4 A の単一行放射線検出器 13 a よりも一行当たりの幅の狭い多列放射線検出器 13 b が周回軸方向に複数列並べられ、全体としては単一行放射線検出器 13 a よりも広い検出器を実現している。

図 5 A、5 B は、単一行放射線検出器 13 a と、多列放射線検出器 13 b それぞれの場合の、コリメータ 15 位置における検出器 1 列当たりの放射線ビームの周回軸方向厚さ（以下、ディテクタコリメーション厚 DCT と称す）を示す概略側面図ある。

図5Bに示した多列放射線検出器13bの場合は、図5Aに示した単一列放射線検出器13aの場合に比べてディテクタコリメーション厚DCTが薄い、全体としては、より広い範囲を一度に撮影することができる。得られる断層撮影像の周回軸方向の空間分解能（体軸分解能）は、ディテクタコリメーション厚が薄いほど向上する。

次に、再構成手段22により、放射線源検出器13で検出した投影データから対象物12の三次元断層撮影像を作成する処理を説明する。

図6は、Fieldkamp再構成法における処理を示すフローチャートの一例である。

これに対して、図9は、本発明の一実施の形態による断層撮影装置における再構成手段22の処理動作を示すフローチャートである。なお、このフローチャートは1スライス毎に行なわれる処理を想定している。

図2において再構成手段22は、再構成ボクセル毎に逆投影可能な投影データ位相範囲を決定する使用データ位相範囲算出手段と、投影データの各列に対して放射線源からの放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算するコーン角補正手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データからパラレルビーム投影データを得る1次元並び替え処理手段と、パラレルビーム投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理パラレルビーム投影データを生成するフィルタ補正手段と、決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理パラレルビーム投影データを、関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影するパラレルビーム三次元逆投影手段とを備えている。

上述した構成に基づいて図9ではまず、ステップS4で使用データ位相範囲算出手段によってボクセル毎に使用するデータ範囲を決定する。次に、ステップS5でコーン角補正手段により投影データの各列に対して放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算し、ステップS6では1次元並び替え処理手段により放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データをパラレルビーム投影データに対応づけする。その後、ステップS7でフィルタ補正手段によりパラレルビーム投影データに対して再構成フ

フィルタを重畳してフィルタ処理パラレルビーム投影データを生成する。続いて、ステップ8としてパラレルビーム三次元逆投影手段により決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理パラレルビーム投影データを、関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影する。

5 次に、上述した図9に示した各ステップについて説明する。

まず、ステップS4では、使用データ位相範囲算出手段により、スライス中の全ボクセルに対してボクセル毎に、各々使用するデータ範囲を決定する。

図28A、28Bおよび図29に示すようなジオメトリにおいて、放射線源11と回転中心間距離をSOD、放射線検出器13上のスキャナ1回転当たりの被
10 検体に対する放射線源11の体軸方向の相対的移動距離（例えばテーブル送り量）をJ、ファンビーム線源の周回位相を β 、再構成ボクセルI（x, y, z）へ向かうビームと中心ビームに対するビーム開き角を α 、パラレルビームの周回位相を ϕ とすると、ファンビーム線源位置 $S(\beta) = S(x_S, y_S, z_S)$ は、次の数2で表される。また、これを並べ替え処理しパラレルビームに置きかえる
15 と、数3で表される。

【数2】

$$S(\beta) = S(SOD \cdot \sin \beta, -SOD \cdot \cos \beta, J\beta / 2\pi)$$

【数3】

$$S(\phi) = S(SOD \cdot \sin(\phi + \alpha), -SOD \cdot \cos(\phi + \alpha), J(\phi + \alpha) / 2\pi)$$

20 ここで、パラレルビームの進行方向をW、この進行方向Wに垂直な方向（パラレルビームのチャンネル方向）をTとすると、 ϕ 位相のパラレルビームが座標（x, y）を通過するときのT座標およびW座標は、それぞれ数4および数5で表される。

【数4】

$$25 \quad T(x, y, \phi) = x \cdot \cos \phi + y \cdot \sin \phi$$

【数5】

$$W(x, y, \phi) = -x \cdot \sin \phi + y \cdot \cos \phi$$

また、X線源とT-Z面（周回軸を通りパラレルビームに垂直な面）との距離 s_{tz_dist} は、次の数6で表される。

【数 6】

$$s_tz_dist(x, y, \phi) = (SOD^2 - T(x, y, \phi)^2)^{1/2}$$

さらに、 ϕ 位相の平行ビームが、再構成ボクセル $I(x, y, z)$ を通り、放射線源 11 からの距離が SID である放射線検出器 13 に交差したときの放射線検出器 13 の V 軸 (z 軸と同じ周回軸方向で、その原点位置は検出器中心) と $X-Y$ 軸でなす系の座標を $H(x, y, \phi)$ とすると、これは数 7 で表される。なお、 Z 軸と V 軸は一致するが、 Z 軸はスキャン開始位置を原点位置としており、 V 軸は検出器中心を原点位置としている点で異なる。

【数 7】

$$10 \quad H(x, y, \phi) = (z - J(\phi + \alpha) / 2\pi) \cdot SID / (s_tz_dist(x, y, \phi) + W(x, y, \phi))$$

ここで、図 28A において、 $\alpha = \arcsin(t / SOD) = A' t + B'$ であり、 A' および B' は $\arcsin(t / SOD)$ を近似することにより得られる近似直線の係数である。

図 28C を基にステップ S4 で求める位相範囲の決定について説明する。この位相範囲は既述のとおりボクセル毎に異なるので、ボクセル毎に決定するものとし、ここでは f で表わす。位相範囲はコーンビームの検出器方向の鉛直線に対する平面開き角、すなわちコーン角を最も狭くするようなものを選択して決定することとなる。なお f は通常 1 ~ 2 の間となる。再構成ボクセル $I(x, y, z)$ を逆投影するために使用する位相範囲 $f\pi$ の端部である B_s および B_e においてコーン角の絶対値を最小にするためには、座標 $H(x, y, \phi + f\pi)$ (最終決定コーン角に対応) と座標 $H(x, y, \phi)$ (当初コーン角に対応) の絶対値の差が可能な限り小さくなるように平行ビームの周回位相 ϕ を選択すればよい。具体的にコーン角が最も小さいデータ範囲の算出アルゴリズムの一例を図 10 に示す。ステップ S101 のように、 ϕ の初期値を $-f\pi/2$ 、算出する位相精度を Q (Q として、通常は 1 ビュー当りの位相角を用いるが、処理時間を優先する場合は 1 ビューを超える位相角であっても良い。) $H(x, y, \phi + f\pi)$ と $H(x, y, \phi)$ の和を $err(x, y, \phi)$ (以下 err と表わす)、この和 err の中で最小値を err_min (初期値を $err_min = f\pi$) とした場合、 err はステップ S102 に示す数 8 および数 9 で表される。

【数 8】

$$err = H(x, y, \phi) + H(x, y, \phi + f\pi)$$

【数 9】

$$\text{if } [err_min > err], \text{ err_min} = err$$

- 5 ここで、 ϕ が増加すると err は減少し、 ϕ が減少すると err は増加することから、次の数 10 および数 11 を繰り返すことになる。

【数 10】

$$\text{if } [err > 0], \phi = \phi + Q$$

【数 11】

10 $\text{if } [err < 0], \phi = \phi - Q$

- この繰り返し処理により、ステップ S103 に示すように err と err_min を比較すると、 err が最小値となると最小値が繰り返し出現し、 $err = err_min$ となることから、ステップ S104 のように $err = err_min$ となるまで繰り返し処理を行うことにより、ステップ S105 のように座標 $H(x, y, \phi + f\pi)$ と座標 $H(x, y, \phi)$ の絶対値の差が可能な限り小さくなるように ϕ を選択することが可能となる。ステップ S105 の判定で $err > 0$ であればステップ S107 のように $\phi = \phi + Q$ で、 $err < 0$ であればステップ S108 の如く $\phi = \phi - Q$ である。これより、位相範囲 ($B_s \leq \phi < B_e$) は、次の数 12 および数 13 で表される。

20 【数 12】

$$B_s(x, y, z) = \phi$$

【数 13】

$$B_e(x, y, z) = \phi + f\pi$$

- ここでは、上述したように最も単純な方法を用いて位相範囲の決定を行ったが、
- 25 これは、位相範囲 ($-f\pi/2 \leq \phi < f\pi/2$) における関数 $err(\phi)$ の最小値算出問題であり、既存の方法、例えば Brent の方法 (Brent's Method) や黄金分割法 (golden section search) などを用い、または組み合わせて $err(\phi)$ が最小値となる ϕ および $\phi + f\pi$ を算出してもよい。又、 $\phi = -f\pi/2$ と決定した初期値を最適化することにより

高速化することができる。

また再構成ボクセル (x, y, z) を逆投影するために使用する位相範囲 $f \pi$ は、位相範囲 π の端部において X 線ビームのビーム傾斜角度 (コーン角) の絶対値が小さくなるようにパラレルビームの周回位相 ϕ を決定し、以下の数式 14 および数式 15 のようにデータ範囲両端にデータ範囲を拡張することで、 B_s および B_e を決定しても良い。

【数 14】

$$B_s(x, y, z) = \phi - (f - 1) \pi / 2$$

【数 15】

$$10 \quad B_e(x, y, z) = \phi + f \pi + (f - 1) \pi / 2$$

次に、図 9 に示したステップ S5 のコーン角補正手段によりパラレルビーム投影データの各列に対してコーン角に依存する係数を乗算するコーン角補正ステップについて説明する。

再構成におけるフィルタ補正は再構成画像における周回軸からの距離に応じた
15 フィルタであり、ビーム傾斜の影響を補正するためにコーン角に応じたフィルタを適用する必要がある。ここで、フィルタ補正前データを $P_{para}(\phi, t, v)$ 、フィルタ補正後データを $f P_{para}(\phi, t, v)$ 、再構成フィルタ関数を $g(t)$ とすると、再構成フィルタ処理はコンボリューション法を用いると上述した数 16 のように示すことができ、このうち、コーン角補正は数 17 で示
20 す部分である。数 16 から分かるように、コーン角補正項は検出器列位置 v (コーン角) に応じた係数であるため、フィルタ補正前にもフィルタ補正後にも行うこともできる。このコーン角補正に関しては、Fieldkamp 法を始めとする三次元逆投影手法で公知の技術が適用可能である。

【数 16】

$$25 \quad f P_{para}(\phi, t, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{SID}{\sqrt{SID^2 + v^2}} P_{para}(\phi, t - t', v) g(t') dt'$$

なお、 t' は数 16 中の積分変数である。

【数 17】

$$SID / \sqrt{SID^2 + v^2}$$

次に、図 9 に示したステップ S 6 の 1 次元並び替え処理手段による並べ替え処理 (rebinning) について説明する。ここで、図 3 2 A, 図 3 2 B にファンビームと平行ビームの関係を示す。図 3 2 A から C はファンビームにおける 180° 再構成を示し、図 3 2 D は平行ビームにおける 180° 再構成を示す。周回軸方向から見て同一ベクトル方向に照射される X 線ビーム (S 1 ~ S 3) を集めると図 3 2 B に示すように仮想的に平行ビームを作成することができる。

演算の高速化のために、図 1 1 A および図 1 1 B に示すような周回軸方向からみてファン状に照射されたファンビームを、図 1 2 A (図 1 2 B は図 1 2 A の展開図) および図 1 2 B に示すような周回軸から見て平行な平行ビームに並べ替える 1 次元並べ替え処理を行なう。また図 1 3 A と 1 3 B は平行ビームを周回軸方向に並べ買えたもので、後述する。

図 1 1 B, 1 2 B, 1 3 B はそれぞれ図 1 1 A, 1 2 A, 1 3 A に対応しビームとその焦点の検出器上への展開図である。ファンビームを $P_{fan}(\beta, \alpha, v)$ 、平行ビームを $P_{para}(\phi, t, v)$ とすると、周回方向のファンビーム開き角 $\alpha = \arcsin(t/SOD)$, $\beta = \phi + \alpha$ であるため (図 2 8 A 参照)、並べ替え処理は数 1 8 のように表すことができる。

【数 1 8】

$$P_{para}(\phi, t, v) = P_{fan}(\phi + \alpha, \alpha, v)$$

次に、図 9 に示したステップ S 7 のフィルタ補正手段により投影データのぼけを修正するために行う再構成フィルタの畳み込み演算 (フィルタ補正処理) について説明する。

フィルタ補正には実空間で畳み込み演算するコンボリューション法と、フーリエ空間で乗算を行うフーリエ法の 2 種類が存在する。前者のコンボリューション法は実空間でのフーリエ逆変換したフィルタ関数の畳み込み処理である。後者のフーリエ法はフーリエ変換を用いてフーリエ空間に変換しフィルタ関数 (空間周波数フィルタ) を乗じた後にフーリエ逆変換を施す処理である。

これらは、いずれも数学的に等価な処理であるが、一般的には、演算時間が高速なフーリエ空間でのフィルタ処理を用いる。再構成に使用するフィルタは

Shepp and LoganやRamachandran and Lakshminarayanan、またはこれらのフィルタ関数を例えば、臨床的経験により修正したものの中から臨床的経験に基づいて選択し使用する。パラレル投影データを $P_{para}(\phi, t, v)$ 、フィルタ処理後のパラレル投影
 5 データを $fP_{para}(\phi, t, v)$ 、再構成フィルタを $G(\omega)$ とすると、フーリエ法によるフーリエ空間フィルタリングは数19のように示すことができる。

【数19】

$$fP_{para}(\phi, t, v) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} (\phi, t, v) \cdot \exp(-i\omega t) dt \cdot G(\omega) \cdot \exp(i\omega t) d\omega$$

- 10 一方、コンボリューション法による実空間フィルタリングは、 $G(\omega)$ のフーリエ逆変換 $g(t)$ を数28のように表すと、数29のようになる。

【数20】

$$g(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega) \cdot \exp(i\omega t) d\omega$$

- 15 【数21】

$$fP_{para}(\phi, t, v) = \int_{-\infty}^{\infty} (\phi, t - t', v) g(t') dt'$$

ここで t' は数21中の積分変数である。

- 20 ここでは、簡略化のためフィルタの適用方向はT方向としたが、V方向とT方向と Φ 方向を組み合わせた高次元方向にフィルタを適用することができる。また、ここでは、投影データを連続的なデータとして扱っているが、実際には離散的なデータであるため公知の補間法を使用して離散的に演算しなければならない。この離散的な演算方法に関しては、これまでも行われており、また、重み付け螺旋
 25 補正再構成で使用されているフィルタ補正等と同様である。

さらに、図9のステップS8における、先の決定手段により決定されたデータ範囲に対応した三次元逆投影の実施について説明する。

図28A、28Bに示すように再構成ボクセルを $I(x, y, z)$ 、放射線源11を中心とした円筒検出器上の周回軸と合致するV軸方向位置を v 、このV軸

とほぼ直交するT軸上の位置を t とすると、再構成ボクセル $I(x, y, z)$ は数 22 のように表される。

【数 22】

$$5 \quad I(x, y, z) = \frac{1}{\pi} \int_{B_s(x, y, z)}^{B_e(x, y, z)} f_{Para}(\phi, t, v) d\phi$$

ここで、 $t = x \cos \phi + y \sin \phi$

$$v = \left[z - \frac{J}{2\pi}(\phi + \alpha) \right] \frac{SID}{SOD \cos \alpha - x \sin \phi + y \cos \phi} + \frac{T}{2\pi} \alpha$$

本アルゴリズムにおいて、実際は離散的に扱われるべき投影データや再構成画像を連続的なデータとして扱っているため、実際には Lagrange 補間等の補間法を用い、位相方向、検出器列方向および検出器チャンネル方向の3方向の補間により離散的に算出するのが望ましい。上述した v は、精度を犠牲にしてより高速に演算するためには、 $v = (z - J\phi/2\pi) \cdot SID / (SOD \cos \alpha - x \sin \phi + y \cos \phi)$ としてもよい。

15 このようなフィルタ補正三次元逆投影法によれば、従来の二次元再構成（重み付け螺旋補正法）に比べて誤差の少ない良好な画像を得ることが可能である。また、更なる高画質化のために各ボクセルに対して最も誤差の少ないデータ（コーン角の小さいデータ）から逆投影するようにし、これを実現するために、ボクセル毎に使用するデータ位相範囲を決定する決定手段を含み、具体的には、該位相

20 範囲はデータ両端にて放射線ビーム傾斜角の絶対値が同一になるようにボクセル毎にデータ位相範囲を決定することで、よりコーン角の小さい投影データを使用することができ、また、冗長性を持たせたままボクセル毎に重み関数による補正をすることで、データの位相方向の不連続性を低減した画像を得ることができる。

特に、位相方向にデータを 270 度使用し、図 20A に示すような重み付けを行うことで、データ端部の不連続性を最大限低減可能である。この 270 度データは、図 14A, 14B に示すような 180 度データ端部における不連続点を、図 15A, 15B に示すように 90 度位相の異なる最も不連続性の少ないデータ位相によって補正できる。図 14A, 14B の π の位置ではデータが不連続となり、アーチファクト発生原因となる。つまり、データの不連続性を最大限に低減

することが可能であり、より高画質な再構成を実現できる。さらにデータ両端の放射線ビーム傾斜角度（コーン角度）の絶対値を正確に等しくすることが可能であれば、データの開始方向、終了方向から同時に検出器列方向位置の演算をすることも可能であり、演算を高速化できる。さらには、各再構成ボクセルの逆投影時に同一の位相範囲を用いているため、冗長性補正のための重み関数は唯一の数式で決定されるため高速に演算が行える。図15Bの $\pi/2$ 、 π の位置で相互に誤差を補正している。

実施例2

図16は、本発明の他の実施の形態による再構成手段22の処理動作を示すフローチャートである。

この実施の形態では、図9に示したステップS7におけるフィルタ補正を行った後に、ステップS9で冗長性補正用重み付けを行い、その後、ステップS8で三次元逆投影を実施するようにしている。

この実施例の場合、再構成手段は更に、使用データ位相範囲手段によって決定して得られた投影データ範囲 $f\pi$ に亘って、フィルタ処理投影データに対して位相幅に応じて形状が変化する重み関数により冗長性補正を行なう冗長性補正用重み付け手段を含む。

各ステップS4～S8における処理は図9によって既に説明した手順と同様であるから、ここではステップS9の冗長性補正用重み付け手段による重み付け処理について説明する。

図17から19に示すように、画像を再構成するには、各ボクセル毎に180度以上のデータを使用するが、データの冗長性を補正するために、図20Aに示すような重み関数を用いて重み付けによりデータ補正を行う。具体的には、図21A、21Bおよび数23～数25に示す重み関数 $W(\theta)$ のように、逆投影で使用する同位相と対向位相の重みの和が各位相で等しくなるように各ボクセル毎に異なる位相データ範囲に対して重み付けを行う。ここで、各ボクセルで使用するデータ幅を $B=f\pi$ とすると、 $B=\pi$ のとき（ $f=1$ のとき）図21Aのようになり、同様に、 $B=3\pi/2$ のとき（ $f=3/2$ のとき）は図21Bのようになり、また $B=2\pi$ のとき（ $f=2$ のとき）は図21Cのようになる。

【数 2 3】

$$W(\theta) = ((B/2) + \theta) / B - \pi$$

ここでは $[-\pi/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$ である。

【数 2 4】

5 $W(\theta) = 1$

ここでは $[-(2\pi - B)/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$ である。

【数 2 5】

$$W(\theta) = ((B/2) - \theta) / B - \pi$$

ここでは $[(2\pi - B)/2 < \theta \leq B/2]$ である。

- 10 図 20A や図 21A-21C では、ビュー方向に線形的に変化する重み付けを行っているが、図 20B に示すように非線形的に変化する重み付けを行ってもよい。この図 20B に示す非線形な重み関数 $W'(\theta)$ は、一例として上述の重み関数 $W(\theta)$ から、数 26~数 28 に示すように算出することが可能である。また、ここでは $B \leq 2\pi$ の場合についてのみの記載であるが、 $B > 2\pi$ の場合も
- 15 同様の考え方で容易に算出することができる。

【数 2 6】

$$W'(\theta) = 3(W(\theta))^2 - 2(W(\theta))^3$$

ここでは $[-\pi/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$ である。

【数 2 7】

20 $W'(\theta) = 1$

ここでは $[-(2\pi - B)/2 < \theta \leq (2\pi - B)/2]$ である。

【数 2 8】

$$W'(\theta) = -3(W(\theta))^2 + 2(W(\theta))^3$$

ここでは $[(2\pi - B)/2 < \theta \leq B/2]$ である。

- 25 このような断層撮影装置は、上述したボクセル毎の位相範囲算出処理において、ビュー方向に $f\pi$ [rad] の位相範囲を決定し、重み関数により冗長性補正を行う三次元再構成法であり、データに冗長性を持たせ（逆投影位相幅を 180 度より大きくし）、重み関数により重み付けすることでデータ端部（撮影開始／終了時）における不連続性の低減が可能であり、被検体の動きの影響を最大限低減

した画像を得ることができる。

従来例のW a n g 法やI H C B法でファンビーム再構成を利用した場合においては、ボクセル毎に、得られた投影データの冗長性（投影位相範囲）が異なる。例えば、図22に示すように放射線源が180度位相回転して得られたデータから逆投影を行う場合、再構成画素毎に逆投影可能なデータ位相範囲が異なり、画素aでは180度以上の位相範囲のデータが得られるが、画素bでは180度以下のデータしか得られない。このように画素毎にデータの冗長性が異なることで、360度以下の投影データから逆投影する場合等では逆投影時に複雑な冗長性補正処理を必要とする。特に、三次元再構成においては、コーン角を考慮しなければならぬため、更に複雑な冗長性補正処理が必要となり、演算時間増大の要因となっている。また、この冗長性補正処理は計測スループット（焦点と被検体との相対移動速度）にも関わる。本願では、これら従来例と異なりむしろ冗長性を利用し、ボクセル毎に180度以上の位相範囲のデータを使うことで動き等による不連続性の発生を防止し、データ効率の向上にもつながる。

15 実施例3

図23は、本発明のさらに他の実施の形態による再構成手段22の処理動作を示すフローチャートである。

この実施の形態では、図23に示すようにステップS4およびステップS5の各処理に続いて、ステップS11として、4の倍数ビューで撮影された投影データに並べ替え処理するようにしている。その後、ステップS7でフィルタ補正し、ステップS12として周回方向の位相が $N\pi/2$ （ $N=1, 2, 3, \dots$ ）[rad]だけ異なる投影データをグループ化手段でグループ化し、ステップS9で冗長性補正用重み付け処理し、ステップS8でグループ化した投影データをグループ単位で方形画像に逆投影するようにしている。

25 このような処理を実現するために、1回転当たりの撮影数が4の倍数である投影データを取得する手段を設け、再構成手段22は、この投影データに対しフィルタを重畳する手段と、同じチャンネル位置かつ周回方向の投影位相が $N\pi/2$ （ $N=1, 2, 3, \dots$ ）[rad]だけ異なるデータをグループ化するグループ化手段と、このグループ化手段によるグループ単位で方形画像配列に逆投影す

る逆投影手段とを有して構成している。

このように画像生成において最も演算時間を要する逆投影を高速化するために、再構成画像配列形状が方形であること、また撮影が再構成画像の周りを円運動しながら行われることを利用し、図23では、4の倍数ビューで撮影しファンビーム再構成を行い、図24では、ステップS13で並べ替え処理によりビュー数が4の倍数のデータに変換しパラレルビーム再構成を行うようにしている。

いずれの場合にも、周回方向の位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$)

[rad]異なる投影データをグループ化し、グループ単位で方形画像に逆投影するようにしているため、例えば、フル再構成におけるチャンネル方向位置、および補間係数の算出回数を $1/4$ に低減可能（ハーフ再構成では $1/2$ に低減可能）である。これは、再構成画像が方形であれば、正確に $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad]異なる位相のデータと再構成画像である方形との位置関係が等しいためである。

また、ビュー数を4の倍数とするのは、正確に位相が $N\pi/2$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad]異なるデータを算出するためである。また、フル再構成およびハーフ再構成する場合、共に1周の $1/4$ の範囲 ($\pi/2$ [rad]) のチャンネル位置計算で画像生成が可能となる。これは、フル再構成する場合で考えると演算量は $1/4$ となり、1個の演算器で演算したにも関わらず4個の演算器を用いて並列演算した場合に近い結果が得られる。つまり、低コストにハイパフォーマンスを実現できることになる。言うまでもないが、撮影時のビュー数を4の倍数とし、並べ替え処理（リバイニング）を行わず、ファンビームから直接再構成することも可能である。また、表示画素が六角形であれば、周回方向の位相が $N\pi/3$ [rad] ($N=1, 2, 3, \dots$)異なる投影データをグループ化して、グループ単位で六角形画像に逆投影すれば良い。表示画素が多角形でC辺を有するなら、上記周回方向位相は $2\pi/C$ [rad]となる

次に、グループ単位での逆投影について説明する。

初めに、図25に示すようにX-Y平面のみで考え、位相 β である焦点位置S (β) から照射されボクセル (x, y) を通過するビームが検出器上の位置uに照射されるとする場合、グループ単位での逆投影処理は数式29～数式32で表

される。

なお、図 25 はチャンネル方向の演算量が $1/4$ の場合 ($view = 4N$; N は整数) を表し、計算開始位置については限定はない。また、参照番号 131 は再構成領域を示す。

5 【数 29】

$$I(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_{B_s(x, y)}^{B_s(x, y) + \frac{\pi}{2}} f_{Para}(\phi, t, v) d\phi$$

【数 30】

$$10 \quad I(y, -x) = \frac{1}{\pi} \int_{B_s(x, y)}^{B_s(x, y) + \frac{\pi}{2}} f_{Para}\left(\phi + \frac{3\pi}{2}, t, v\right) d\phi$$

【数 31】

$$15 \quad I(-x, -y) = \frac{1}{\pi} \int_{B_s(x, y)}^{B_s(x, y) + \frac{\pi}{2}} f_{Para}(\phi + \pi, t, v) d\phi$$

【数 32】

$$I(-y, x) = \frac{1}{\pi} \int_{B_s(x, y)}^{B_s(x, y) + \frac{\pi}{2}} f_{Para}\left(\phi + \frac{\pi}{2}, t, v\right) d\phi$$

- 20 位相 $\beta + \pi/2$ から照射されてボクセル $(-y, x)$ を通過するビームは、位相 β からボクセル (x, y) に照射された場合と同様に放射線検出器上の位置 u に照射される。同様に、位相 $\beta + \pi$ から照射されたビームはボクセル $(-x, -y)$ を通過して放射線検出器上の位置 u の照射される。同様に、位相 $\beta + 3\pi/2$ から照射されたビームはボクセル $(y, -x)$ を通過して放射線検出器上の位置 u に照射される。このように、グループ化されたデータから同じ放射線検出器位置データを使用する 4 画素へ逆投影することで、放射線検出器位置の算出、および補間パラメータの算出回数を低減することができる。

図 26 は列方向の演算量が $1/2n$ (但し n はデータ周数) の場合を示し、 $rpitch = J/2N$ (但し N は整数) となる。ここに示すように、 $x-y-$

- z 空間（ユークリッド空間）で考え、対象物と放射線源の周回軸方向の相対的な移動速度（例えばベッド送り速度）を J とし、位相 β である焦点位置 $S(\beta)$ から照射されボクセル $I(x, y, z)$ を通過するビームが放射線検出器上の周回軸方向位置 v に照射されるとする。位相 $\beta + 2\pi$ から照射されボクセル $(x, y, z + J)$ を通過するビームは、位相 β からボクセル $I(x, y, z)$ に照射された場合と同様に放射線検出器上の周回軸方向位置 v に照射される。同様に、位相 $\beta + \pi$ から照射されたビームはボクセル $I(-x, -y, z + J/2)$ を通過して放射線検出器上の周回軸方向位置 v に照射される。このことを利用して、再構成間隔に応じて対象物と放射線源の周回軸方向の相対的な移動速度を関連づけ、
- 10 位相が $N\pi$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なるデータをグループ化し、グループ単位で逆投影を行う。

- このようなグループ毎の逆投影によれば、MDCTにおいてボクセルの体軸方向の画素間隔と、対象物と放射線源の周回軸方向の相対移動速度を互いに関連づけることで、体軸方向の位置算出を高速に行うことができ、螺旋走査により撮影
- 15 することで得られる複数周のデータから画像を生成する場合において、画像生成に最も時間を要する逆投影を高速化することができる。

- ここでは、体軸方向の螺旋周期と再構成ボクセルの体軸方向の周期を同期させ、例えば、体軸方向の画素間隔（ボクセルピッチ）が r pitch [mm] とした場合には、放射線源の被検体に対する体軸方向への相対移動速度（寝台移動速
- 20 度）は、 $\text{table} = 2 \cdot N \cdot \text{r pitch}$ ($N=1, 2, 3, \dots$) とする。それにより、放射線源の位相が $N\pi$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] である位相において、体軸方向位置が Z [mm] であるボクセル $I(x, y, Z)$ と体軸方向位置が $(N \cdot J/2) + Z$ [mm] であるボクセル $I(-x, -y, N \cdot J/2 + Z)$ を通過するビームが交わる放射線検出器上の位置が同一となるため、
- 25 逆投影時に、あるビューにおいて、あるボクセルを通過するビームを算出すると、 $N\pi$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] 異なる位相の列位置が同時に算出されたことに等しい。このようにして、放射線検出器の列方向位置、および補間係数の計算がビュー方向に π [rad] 範囲で全計測範囲完了する。

上述した実施の形態では、並べ替え処理において、記述の複雑化を避けるため

に、放射線検出器列方向への並べ替えを行っていないが、逆投影の高速化のために、図13Aのように $P_{para}(\beta, t, v) = P_{fan}(\phi + \alpha, \alpha, (SID/SOD \cdot \cos(\alpha)) \cdot (v - J \cdot \alpha / 2\pi))$ ただし、 $\alpha = \arcsin(t/SOD)$ のように平行ビームに対して垂直に交わる回転中心に位置する平面上で、平行ビームチャンネル方向の交点が同一 v 座標となるように列方向への並べ替えを行っても構わない。このような列方向の並べ替えを行なうと、逆投影時の α の計算に使用される \arcsin 演算数を低減可能であり、より高速に処理可能である。この場合には、ボクセル毎の使用データ位相範囲算出は、例えば上述した数式の $H(x, y, \phi)$ を数式33に変更して同様に算出することができる。

【数33】

$$H(x, y, \phi) = \left[z - \frac{J \cdot \phi}{2\pi} \right] \cdot \frac{s_tz_dist(x, y, \phi)}{s_tz_dist(x, y, \phi) + w(x, y, \phi)}$$

また、この場合、逆投影で使用する投影ビームを得るために数式22における v を、 $v = (z - (J/2\pi)(\phi + \alpha)) \cdot SOD \cos \alpha / (SOD \cos \alpha - x \sin \phi + y \cos \phi)$ と変更する。

また、上述した実施の形態での断層撮影装置は、X線を用いたり、ガンマ線や中性子線や陽電子や電磁エネルギーや光を用いたものにも適用可能である。また、スキャン方式も第1世代から第4世代といずれの方式かに限定されるものではなく、放射線源を複数搭載した多管球CTやドーナツ型管球CTに対しても使用することが可能である。また、放射線検出器の形状も放射線源を中心とした円筒表面に配置された検出器、平面検出器、放射線源を中心とした球面上に配置された検出器、周回軸を中心とした円筒表面に配置された検出器などいずれの放射線検出器にも適用することができる。また、再構成ボクセルに対応する放射線検出器位置をその都度計算していたが、チャンネル方向のグループ化では、 $N/4$ 周 ($0 \leq \beta < N\pi/2$, $N=1, 2, 3, \dots$) 分の予め算出された再構成用パラメータテーブルをメモリに格納しておき、再構成時にこの格納したパラメータテーブルを読み出し、このパラメータテーブルを基に再構成してもよい。以上のように構

成することで4ビュー分アドレス計算が一度に行える。このような計算容易化は従来例には全く見られない手法である。なお、上記 $N/4$ 周は表示用の画素の形状が4角形の場合の例であり、表示画素が6角形の場合は $N/6$ 周でグループ化すれば良い。

5 実施例 4

図27は、本発明の一実施の形態による断層撮影装置における再構成手段22の処理動作を示すフローチャートである。

- 10 15 20
- まず、再構成手段22は、再構成ボクセル毎に逆投影可能な投影データ位相範囲を決定する使用データ位相範囲算出手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データの関心領域に対応したチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出する近似直線算出手段と、投影データの各列に対して放射線源からの放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算するコーン角補正手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データから平行ビーム投影データを得る1次元並び替え処理手段と、平行ビーム投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理平行ビーム投影データを生成するフィルタ補正手段と、決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理平行ビーム投影データを、近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影する平行ビーム三次元逆投影手段とを備えている。

- 25
- 上述した構成に基づいて、まず、ステップS4で使用データ位相範囲算出手段によってボクセル毎に使用するデータ範囲を決定し、ステップS14で近似直線算出手段により放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出する。次に、ステップS5でコーン角補正手段により投影データの各列に対して放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算し、ステップS6では1次元並び替え処理手段により放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファン

ビーム投影データをパラレルビーム投影データに対応づけする。その後、ステップS 7でフィルタ補正手段によりパラレルビーム投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理されたパラレルビーム投影データを生成する。続いて、ステップ1 5としてパラレルビーム三次元逆投影手段により決定された逆投影可能な投影データ範囲を基に、フィルタ処理されたパラレルビーム投影データを、近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影する。

ステップS 4～S 7は他の実施例で既に説明したのと同じである。

ステップS 1 4の、近似直線算出手段により放射線源から発せられる周回軸方向から見てパラレル形状のパラレルビームにより得られるパラレルビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線算出について説明する。

ここでは、最小2乗法を用いた手法を示す。はじめに、被近似曲線と近似曲線を考えると、パラレルビームのチャンネル*i*位置における焦点の*z*の座標 z_i は、次の数3 4で、また \arcsin 演算を除いた近似直線 z_A は、数3 5で表される。ここで、パラレルビームのチャンネル*i*における*t*軸方向の位置を t_i とする。

【数3 4】

$$z_i = J \cdot \arcsin(t_i / \text{SOD}) / 2\pi$$

20 【数3 5】

$$z_A(t_i) = A \cdot t_i + B$$

数式中のA、Bは具体的に次のようにして求められる。

図2 8 A、2 8 Bに示した関心円形領域の直径F 0 V内における被近似曲線上の点を近似直線で近似するとき、最小2乗法によって被近似曲線と近似直線の誤差を最小化するため評価関数を用いると数3 6のように表される。 N_t はサンプル点数である。

【数3 6】

$$E^2(A, B) = \sum_{i=1}^{N_t} (z_i - z_A(t_i))^2 = \sum_{i=1}^{N_t} (z_i - A \cdot t_i - B)^2$$

ここで、A、Bを決定するために数36を最小化する。最小値では数44のA、Bについての微分は数37および数38のようにゼロとなる。

【数37】

5

$$0 = \frac{\partial E^2}{\partial B} = -2 \sum_{i=1}^{N_i} (z_i - A \cdot t_i - B)$$

【数38】

10

$$0 = \frac{\partial E^2}{\partial A} = -2 \sum_{i=1}^{N_i} \{ t_i \cdot (z_i - A \cdot t_i - B) \}$$

簡単にするためにそれぞれを次の数39のように置き、これらを数36および数37に代入すると、数40および数41が得られる。

【数39】

15

$$S \equiv \sum_{i=1}^{N_t} 1, \quad S_t \equiv \sum_{i=1}^{N_t} t_i, \quad S_z \equiv \sum_{i=1}^{N_t} z_i, \quad S_{t \cdot t} \equiv \sum_{i=1}^{N_t} t_i^2, \quad S_{t \cdot z} \equiv \sum_{i=1}^{N_t} (t_i \cdot z_i)$$

【数40】

$$B \cdot S + A \cdot S_t = S_z$$

20

【数41】

$$B \cdot S_t + A \cdot S_{t \cdot t} = S_{t \cdot z}$$

この連立方程式の解は、次の数42～数44のようになる。

【数42】

$$\Delta \equiv S \cdot S_{t \cdot t} - (S_t)^2$$

25

【数43】

$$A = (S_{t \cdot t} \cdot S_z - S_t \cdot S_{t \cdot z}) / \Delta$$

【数44】

$$B = (S \cdot S_{t \cdot z} - S_t \cdot S_z) / \Delta$$

よって、これを数35に示した $z_A(t_i) = A \cdot t_i + B$ に代入して数45

を得ることができる。

【数 4 5】

$$z_A(t_i) = ((S_{tt} \cdot S_z - S_t \cdot S_{tz}) / \Delta) \cdot t_i + (S \cdot S_{tz} - S_t \cdot S_z) / \Delta$$

- 次に、図 2 7 に示したステップ S 1 5 の、決定された逆投影可能な投影データ
- 5 範囲を基に、フィルタ処理されたパラレルビーム投影データを、近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影するパラレルビーム三次元逆投影手段について説明する。

- 図 2 8 A および図 2 9 に示すように再構成ボクセルを $I(x, y, z)$ 、放射線検出器上スキャナ 1 回転当たりの被検体に対する放射線源 1 1 の相対移動距離
- 10 を J 、放射線源 1 1 を中心とした円筒放射線検出器 1 3 上の周回軸方向位置を v 、これとほぼ直交する T 軸上の位置を t 、その座標を $T(x, y, \phi)$ とすると、それぞれ数 4 6 ~ 数 5 0 が得られる。なお図 2 9 において、 A は $I(x, y, z)$ の集まった画像配列、1 1 1 は x 線ビームを示す。

- 数 4 6 はデータ位相範囲算出手段によって決定された逆投影データ範囲にわた
- 15 る、ビーム軌跡に沿った重み付け三次元逆投影を示している。

数 5 0 は、近似直線を用いて算出した放射線ビーム軌跡を示している。

【数 4 6】

20

$$I(x, y, z) = \int_{B_s(x, y, z)}^{B_e(x, y, z)} fP_{para}(\phi, t, v) \cdot W \left[\phi - B_s(x, y, z) - \frac{f\pi}{2} \right] \cdot d\phi$$

【数 4 7】

$$L(x, y, \phi) = \sqrt{SOD^2 - t^2} - x \cdot \sin \phi + y \cdot \cos \phi$$

【数 4 8】

$$t(x, y, \phi) = x \cdot \cos \phi + y \cdot \sin \phi$$

- 25 【数 4 9】

$$v = (z_I - z_S) \cdot SID / L(\phi, x, y)$$

【数 5 0】

$$z_S = \frac{J \cdot \left(\phi + \arcsin \left(\frac{t}{SOD} \right) \right)}{2\pi} + Z_{SO} \cong \frac{J \cdot \phi}{2\pi} + A \cdot t + B + z_{SO}$$

ここで、三次元逆投影において、実際には離散的に扱われるべき投影データや
 5 再構成画像を連続的なデータとして扱っているため、実際にはL a g r a n g e
 補間等の公知の補間法を用い、位相方向（時間方向）、および放射線検出器列方
 向、放射線検出器チャンネル方向の3方向の補間の組み合わせにより離散的に算
 出する必要がある。

上述した再構成法の説明から分かるように、数 5 0 は、数 1 との比較から分か
 10 るように従来のパラレルビームの焦点 z 位置算出に a r c s i n の演算が含まれ
 演算負荷が大きくなっていたが、この a r c s i n 演算を近似直線に置き換えた
 ため、パラレルビーム三次元逆投影法の演算量を簡略化して大幅な高速化が可能
 となる。

しかし、この再構成法では、近似直線を用いることによる精度の低下が心配さ
 15 れるが、この誤差は、関心円形領域 F O V の直径を 4 1 0 [mm]、焦点と周回
 軸間距離 S O D を 6 0 0 [mm]、焦点と検出器間距離 S I D を 1 0 0 0

[mm]、検出器列数 r o w を 6 4 [列]、検出器素子方向サイズ d a p p を 1
 [mm]、相対移動速度 T を 6 0 [mm / r o t] とした場合でも、最大誤差は
 0. 0 2 3 [mm]、絶対誤差平均は 0. 0 1 4 [mm] 程度である。この誤差
 20 は計測精度、回転中心におけるビームの z 方向幅 0. 6 [mm] から考えても 2
 %（最大 4 %）程度の誤差であり、計測データにノイズが含まれることを考える
 と全く問題にならないレベルである。つまり、近似演算によって画質等の劣化に
 は至らない。

また、ステップ S 4 に示したボクセル毎の位相範囲を決定する処理において、
 25 ビュー方向に $f \pi$ [rad] の位相範囲を決定し、重み関数により冗長性補正を
 行う三次元再構成法としているため、データに冗長性を持たせ（逆投影位相幅を
 1 8 0 度より大きくし）、重み関数により重み付けすることでデータ端部つまり
 撮影開始と終了時における不連続性の低減が可能であり、被検体の動きの影響を
 最大限低減した画像を得ることができる。

また従来技術では、ファンビームからパラレルビームへ並べ替えた後、三次元逆投影によって1スライスの再構成画像を再構成する場合に、すべてのボクセルに対して同一の逆投影位相範囲を使用しており、このためパラレルビームにおいてチャンネル方向に焦点の z 方向位置が同一ではないため、各ボクセルで逆投影される最大コーン角が大きくなる。使用される最大コーン角が大きくなるということは、周回軸 z 方向により広い検出器が必要となることを意味しており、すなわち、被検体と焦点との z 方向の相対移動速度の低下をもたらす計測スループットが低下する。しかしながら、本実施例では、上述したように逆投影に使用されるビームの最大コーン角を小さくしているため、 z 方向に狭い検出器で再構成して計測スループットを向上することができる。

実施例 5

図30は、本発明の他の実施の形態による断層撮影装置における再構成手段22の処理動作を示すフローチャートである。

ここで再構成手段22は、再構成ボクセル毎に逆投影可能な投影データ位相範囲を決定する使用データ位相範囲算出手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見てパラレル形状のパラレルビームにより得られるパラレルビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出する近似直線算出手段と、投影データの各列に対して放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算するコーン角補正手段と、放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データをパラレルビーム投影データに対応づけする1次元並び替え処理手段と、補正された投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理投影データを生成するフィルタ補正手段と、使用データ位相範囲算出手段によって決定した投影データ範囲 $f \pi$ に亘ってフィルタ処理投影データに対して位相幅に応じて形状が変化する重み関数により冗長性補正を行なう冗長性補正用重み付け手段と、フィルタ処理投影データをこの冗長性補正用重み付け手段による重み付け処理を行いながら近似直線算出手段により得た近似直線を基に算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って逆投影領域に三次元逆投影するパラレルビーム三次元逆投影手段とを備えている。

- このような再構成手段 22 は、図 27 の場合と同様にステップ S 7 でフィルタ補正手段によりパラレルビーム投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理パラレルビーム投影データを生成した後、ステップ S 9 で使用データ位相範囲算出手段によって決定したデータ範囲 f_{π} に亘ってフィルタ補正手段で
- 5 生成したフィルタ処理投影データに対して冗長性補正用重み付け手段により重み関数による冗長性補正を行なう。その後、この冗長性補正用重み付け手段による重み付け処理を行いながら、ステップ 15 で、パラレルビーム三次元逆投影手段により決定された逆投影可能な投影データ範囲を基にフィルタ処理パラレルビーム投影データを、近似直線を用いて算出した放射線ビームの近似照射軌跡に沿って
- 10 関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影する。

各ステップの詳細については同一ステップ番号で既に説明されているので説明は省略する。

- 上述した図 27 のフローチャートを用いて説明した実施の形態では、使用データ位相範囲決定手段による使用データ位相範囲の決定処理において、最大コーン
- 15 角が狭いデータ範囲の算出について述べたが、ステップ S 4 で逆投影データ範囲の端部（データ開始／終了位置）のコーン角（ v の絶対値に対応している）の差が最小となるようにボクセル毎にデータ範囲を決定し、この決定されたデータ範囲を基に同様の再構成処理を行うこともできる。

- このボクセル毎の使用データ位相範囲の決定方法（逆投影位相幅の狭いデータ
- 20 範囲の算出）の一例を説明する。はじめに、放射線検出器の z 方向サイズ

- （ z_{det} ）が十分に広い場合について示すと、同一 z 位置にある全ての再構成ボクセルにおいて同じ周回位相範囲でデータ取得が可能な場合（再構成が可能な場合）、具体的に、数 51 の撮影条件を満たす場合には、 z 位置が同じ面内に位置するボクセルに対する逆投影位相範囲の差の小さい位相範囲は、焦点の z 位置
- 25 がボクセル位置である位相を θ_0 、検出器素子の z 方向サイズを d_{app} 、検出器列数を row とすると、数 52 で表される。

【数 5 1】

$$J \leq \frac{d_{app} \cdot (row - 1) \cdot (SOD - FOV / 2)}{\frac{SID}{2\pi} \left[f\pi + 2 \arcsin \left[\frac{FOV}{2SOD} \right] \right]}$$

5 【数 5 2】

$$\theta_0 - f\pi / 2 \leq \theta < \theta_0 + f\pi / 2$$

しかしながら、被検体と焦点の相対移動速度が高く、全てのボクセルにおいて同じ位相範囲でのデータ取得が不可能な場合、つまり、上述した撮影条件を満たさない場合においては、数 5 2 のような位相範囲を選択することはできない。そ

10 の場合には、次に例示する方法にて位相範囲を決定することができる。

放射線源と回転中心間距離を SOD、放射線検出器上スキャナ 1 回転当たりの被検体に対する放射線源の相対移動距離を J、ファンビーム線源の周回位相を β 、再構成ボクセルへ向かうビームと中心ビームに対するビーム開き角を α 、パラレルビームの周回位相を ϕ とすると、放射線源位置 $S(\beta) = S(x_S, y_S,$

15 $z_S)$ は、上述した数 2 となる。

これを並べ替え処理によるパラレルビームで考えると、上述した数 1 2 となる。

ここで、パラレルビームの進行方向を w 、この w に垂直な方向を t とすると、 ϕ 位相のパラレルビームが座標 (x, y) を通過するときの t 座標および w 座標は、上述した数 1 3 および数 1 4 となり、放射線源と tz 面（周回軸を通りパラレルビームに垂直な面）との距離は、上述した数 6 となる。さらに、 ϕ 位相のパラレルビームが再構成ボクセル (x, y, z) を通り、放射線源からの距離が SID である検出器に交差した時の検出器の v 軸（周回軸）方向の座標を $H(x, y, \phi)$ とすると、これは上述した数 7 で表される。

また、位相範囲インデックスを f とすると、 z 位置が同じ面内に位置するボクセルに対する逆投影位相範囲の差の小さい位相範囲で再構成ボクセル $I(x, y, z)$ を逆投影するためには、使用する位相範囲 $f\pi$ の端部位置 B_s, B_e から照射されたビームが再構成ボクセルを透過し放射線検出器と交差した放射線検出器の z 方向位置が検出器範囲内に位置する必要があるため、焦点の z 方向位置が再構成ボクセル位置にあるときの周回位相を θ_0 とすると、数 5 3 および数 5 4 を

満たし、 $\theta_0 - f\pi/2$ に可能な限り近くなるように ϕ を選択すればよい。

【数53】

$$H(x, y, \phi) \leq d_{app} \cdot (row - 1) / 2$$

【数54】

$$5 \quad H(x, y, \phi + f\pi) \geq -d_{app} (row - 1) / 2$$

具体的には、 $\theta_0 = 0$ で考えると、図31で示すステップS20のように ϕ の初期値を $-f\pi/2$ とし、算出する位相精度を Q （例えば、 Q は1ビューに焦点が進む位相角度）とした場合、 ϕ が小さい場合（ $\phi < 0$ ）には、 ϕ が増加すると $H(x, y, \phi)$ は減少し、 ϕ が減少すると $H(x, y, \phi)$ は増加することから、再構成が可能な条件で撮影されているのであれば、ステップS21～S24に示すように数55および数56で示した処理をそれぞれが数61および数62で示したようになるまで繰り返し行なう。これにより、数57および数58を満たし、 $\theta_0 - f\pi/2$ に可能な限り近くなるように ϕ を選択することが可能になる。このようにして位相範囲（ $B_s \leq \phi < B_e$ ）は上述した数12および数13

15 と同様になる。

【数55】

$$\text{if } [d_{app} \cdot (row - 1) / 2 - H(x, y, \phi) < 0], \phi = \phi + Q$$

【数56】

$$\text{if } [d_{app} \cdot (row - 1) / 2 + H(x, y, \phi + f\pi) < 0], \phi = \phi - Q$$

20 【数57】

$$H(x, y, \phi) \leq d_{app} \cdot (row - 1) / 2$$

【数58】

$$H(x, y, \phi + f\pi) \geq -d_{app} \cdot (row - 1) / 2$$

このように位相範囲算出処理において、ボクセル毎の逆投影位相範囲をビュー
25 数が小さくなるように決定することで、ボクセル毎の時間分解能を向上でき、先に説明した重み付け逆投影と組み合わせることで、被検体の動きの大きい部位において良好な画質を得ることができる。さらに、表示画像内における各ボクセルの時間位置が近くなるように、ボクセル毎の逆投影位相範囲をできる限り同一の時間に撮影された時間範囲とすることで、再構成画像に寄与する時間幅を短くし

て時間分解能を向上することができる。この場合の逆投影位相範囲は、理想的には全てのボクセルで同じ逆投影位相範囲であるが、被検体と焦点の相対移動速度が高く、全てのボクセルにおいて同じ位相範囲でのデータ取得が不可能な場合においても、可能な限り近くなるようにボクセル毎に逆投影位相範囲を決定することができる。

5 尚、好ましくは、再構成画像におけるノイズレベルと体軸分解能の関係を任意に変更可能とするため、投影データに対して列方向に空間周波数特性を変更可能な体軸（周回軸）方向フィルタを重畳する。この体軸方向フィルタの重畳（体軸方向フィルタリング）は、1次元並べ替え処理の前に行ってもよく、また1次元並べ替え処理の後に行ってもよい。また、フィルタ補正処理に含めて行ってもよい。また、上述した実施の形態では、X線を用いた断層撮影装置を用いているが、これに限定されず、中性子線や陽電子やガンマ線や光を用いた断層撮影装置にも適用可能である。またスキャン方式も第1世代、第2世代、第3世代、第4世代
10 といずれの方式かに限定されるものではなく、放射線源を複数搭載した多管球CTやカソードスキャンCTや電子ビームCTに対しても使用することが可能である。また、放射線検出器形状も放射線源を中心とした円筒表面に配置された放射線検出器、平面検出器、放射線源を中心とした球面上に配置された放射線検出器、周回軸を中心とした円筒表面に配置された放射線検出器などいずれの放射線検出器にも適用することが可能である。また、断層撮影装置としては螺旋軌道スキャン
20 ンに限定されず、円軌道スキャンにも適用することが可能である。また、実際は離散的に扱われるべき、投影データや再構成画像を連続的なデータとして扱っているため、実際にはL a g r a n g e補間等の補間法を用い、位相方向、放射線検出器の列方向およびチャンネル方向の3方向の補間により離散的に算出するのが望ましい。また、上述した実施の形態では、a r c s i nを1つの近似直線で
25 近似しているが、複数の近似直線を用いて（周回軸からの距離に応じて異なる近似直線を使用して）近似してもよい。さらに、本発明における非線形関数値は、高速化のために計算値の事前計算（テーブル化）と補間を用いて算出してもよい。

上述した各実施例について、図9のボクセル毎に使用する投影データの位相範囲を決定する処理（S4）は、再構成手段22の他の実施例にも適用可能である。

図 1 6 の冗長性補正用重み付け処理 (S 9) は、再構成手段 2 2 の他の実施例にも適用可能である。

図 2 3 の 4 の倍数ビューのデータに並べ替えする処理 (S 1 1) およびグループ化する処理 (S 1 2) は、再構成手段 2 2 の他の実施例にも適用可能である。

- 5 図 2 4 の並べ替えする処理 (S 1 3) は、再構成手段 2 2 の他の実施例にも適用可能である。

図 2 7 の近似直線算出処理 (S 1 4) とパラレルビーム三次元逆投影処理 (S 1 5) は、再構成手段 2 2 の他の実施例にも適用可能である。

- 10 以上に説明したように本発明による断層撮影装置によれば、スキャンにより得られたデータから再構成を行う場合、データ不連続性による歪みを最大限低減することができ、再構成画像にストリークアーチファクトを生じさせることなく高画質な画像を得ることが可能となる。

- 15 また、本発明に係る断層撮影装置によれば、放射線源から発せられる周回軸方向から見てパラレル形状のパラレルビームにより得られるパラレルビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出することにより、これまで使用していた \arcsin 演算を簡略化して大幅な高速度化を図り短時間に高画質な画像を得ることが可能となる。

- 20 上記記載は実施例についてなされたが、本発明はそれに限らず、本発明の精神と添付の請求の範囲内で種々の変更および修正をすることができることは当業者に明らかである。

本願の優先権主張出願である特願 2 0 0 2 - 3 0 4 4 6 3 及び特願 2 0 0 3 - 0 7 8 1 2 5 の内容は参照によりここに組み入れられる。

請求の範囲

1. 対向配置した放射線源と放射線検出器の間に寝台上の被検体を配置して
上記放射線源と放射線検出器を周回させながらこの周回軸に対して上記寝台が移
5 動可能となるよう構成し、上記放射線源から照射されて被検体を透過した放射線
を上記放射線源検出器を用いて検出し、検出した投影データから対象物の関心領
域の三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上
記再構成手段は、ボクセル毎に使用投影データ位相幅が180度以上である逆投
影可能な投影データ範囲を決定し、再構成フィルタを重畳し、この投影データ
10 範囲に対して各位相で同一または対向位相のデータの重み付けをし、このフィル
タ処理投影データを放射線ビームの照射軌跡に沿って前記決定した逆投影可能な
データ範囲にわたり三次元逆投影することを特徴とするX線断層撮影装置。

2. 請求項1に記載のものにおいて、上記データ範囲の決定にあたっては、
使用する投影データ範囲の両端におけるコーン角の絶対値の差が小さくなるよう
15 投影データ範囲を決定することを特徴とするX線断層撮影装置。

3. 請求項2に記載のものにおいて、さらに使用する投影データ位相幅がボ
クセル毎に同位相幅となるように決定することを特徴とするX線断層撮影装置。

4. 請求項1記載のものにおいて、上記逆投影可能な投影データ範囲は27
0度、または360度のいずれかであることを特徴とするX線断層撮影装置。

5. 更に、請求項1～4のいずれかに記載のものにおいて、1回転当たりの
撮影数が多角形表示画素の辺数Cの倍数である投影データを取得し、上記再構成
手段は、この投影データに対し上記再構成フィルタを重畳し、同じチャンネル位
置でかつ周回方向の投影位相が $2N\pi/C$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad]
20 づつ異なるデータをグループ化し、このグループ単位で方形画像配列に逆投影す
る逆投影手段とを有することを特徴とするX線断層撮影装置。

6. 請求項1～4のいずれかに記載のものにおいて、上記再構成手段は、得
られた投影データから1回転当たりの撮影数が多角形表示画素の辺数Cの倍数で
あるファンビームデータおよびパラレルビームデータを含むデータに変換し、投
影データに対しフィルタを重畳し、同じチャンネル位置かつ周回方向の投影位相

が $2N\pi/C$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] ずつ異なるデータをグループ化し、このグループ単位で方形画像配列に逆投影することを有することを特徴とするX線断層撮影装置。

7. 請求項1～6のいずれかに記載のものにおいて、多角形表示画素による
5 画像の体軸方向の画素間隔と、対象物と上記放射線源の周回軸方向の相対移動速度が互いに関連づける関連付け手段を設けたことを特徴とするX線断層撮影装置。

8. 請求項7記載のものにおいて、上記関連付け手段は、上記方形画像の体軸方向の画素間隔 $rpitch$ と、対象物と上記放射線源の周回軸方向の相対移動速度 J の関係が、 $J = 2 \cdot N \cdot rpitch$ ($N=1, 2, 3, \dots$) で表されるように構成したことを特徴とするX線断層撮影装置。
10

9. 請求項7および8に記載のものにおいて、放射線源の位相が $N\pi$ ($N=1, 2, 3, \dots$) [rad] である位相において、体軸方向位置が Z [mm] であるボクセル $I(x, y, Z)$ と体軸方向位置が $N \cdot J / 2 + Z$ [mm] であるボクセル $I(-x, -y, NJ/2 + Z)$ を通過するビームが交わる放射線検
15 出器上の位置が同一となることを特徴とするX線断層撮影装置。

10. 対向配置した放射線源および二次元的に検出素子を配列して構成した放射線検出器の間に寝台上の被検体を配置して上記放射線源と放射線検出器を周回させながら、この周回軸に対して上記寝台が移動可能となるよう構成し、

上記放射線源から照射されて被検体を透過した放射線を上記放射線検出器で検
20 出し、検出した投影データから被検体の上記関心領域における三次元断層撮影像を作成する再構成手段を有する断層撮影装置において、上記再構成手段は、再構成ボクセル毎に逆投影可能な投影データ位相範囲を決定し、上記放射線源から発せられる周回軸方向から見て平行形状の平行ビームにより得られる前記関心領域に対応した平行ビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放
25 射線源位置を示す曲線に対する近似直線を算出し、投影データの各列に対して上記放射線源からの放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算して補正し、上記放射線源から発せられる周回軸方向から見てファン形状のファンビームにより得られたファンビーム投影データから平行ビーム投影データを得る1次元並び替え処理を行ない、上記平行投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィ

ルタ処理パラレル投影データを生成し、上記決定された逆投影可能な投影データ範囲を基に上記フィルタ処理を経たパラレルビーム投影データを、上記近似直線を用いて近似照射軌跡に沿って上記関心領域に対応する逆投影領域に三次元逆投影することを特徴とするX線断層撮影装置。

- 5 1 1. 請求項 1 0 記載のものにおいて、上記再構成手段は、この決定された投影データの位相幅に応じて各位相でデータ冗長性を補正するために位相方向の重み関数から重み係数を生成する冗長性補正用重み付けをし、上記パラレルビーム三次元逆投影手段は、上記決定された投影データ位相範囲で投影データに対して上記冗長性補正用重み付け手段により得た重み係数を加重し逆投影領域に前記
10 近似軌跡に沿って三次元逆投影することを特徴とするX線断層撮影装置。

1 2. 請求項 1 1 に記載のものにおいて、上記投影データ位相範囲の決定において、ビュー方向に $f \pi$ [rad] の位相範囲を決定し、冗長性補正用重み付け手段による重み関数により冗長性補正を行うことを特徴とするX線断層撮影装置。

- 15 1 3. 請求項 1 0 記載のものにおいて、上記使用データ位相範囲は、再構成ボクセル毎の逆投影可能な投影データ範囲をボクセル毎に逆投影されるビームの最大コーン角が最も狭くなるように決定されることを特徴とするX線断層撮影装置。

- 20 1 4. 請求項 1 0 記載のものにおいて、上記使用データ位相範囲算出にあたり、再構成ボクセル毎の逆投影可能な投影データ範囲をボクセル毎に逆投影されるビームの位相方向範囲を可能な限り極力狭くなるようにして決定したことを特徴とするX線断層撮影装置。

1/20

図1

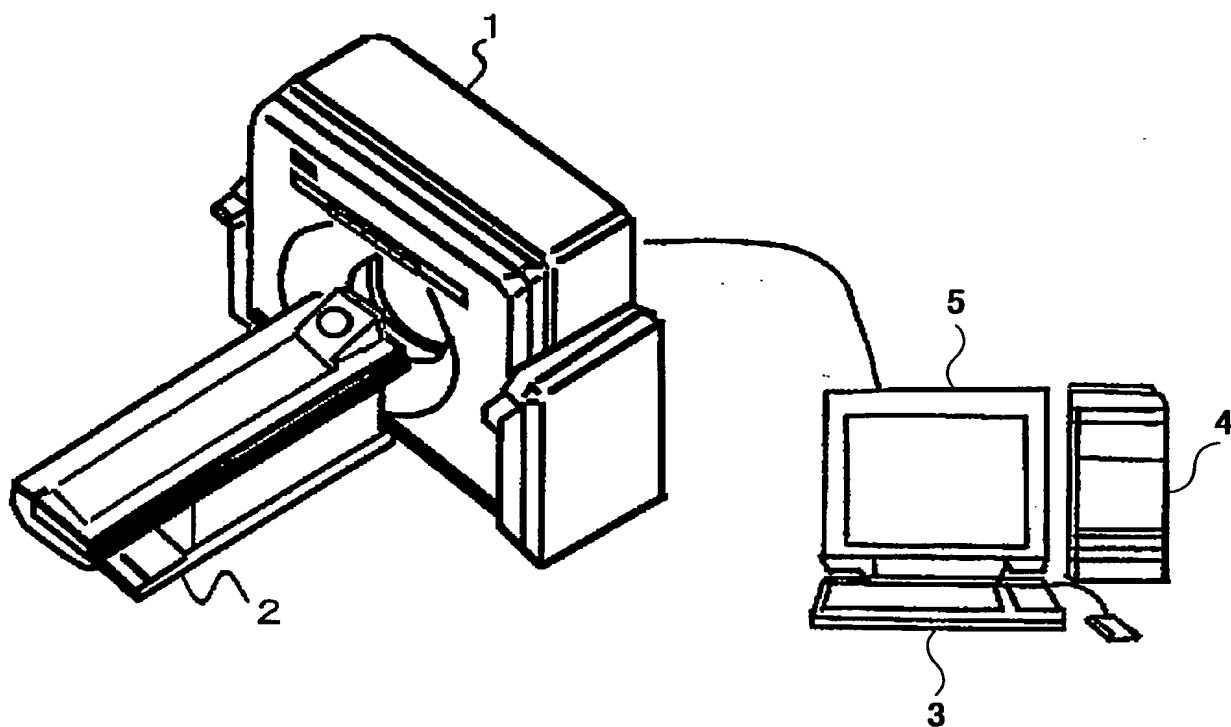


図3A

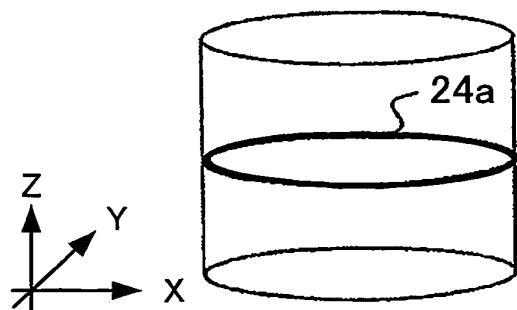


図3B

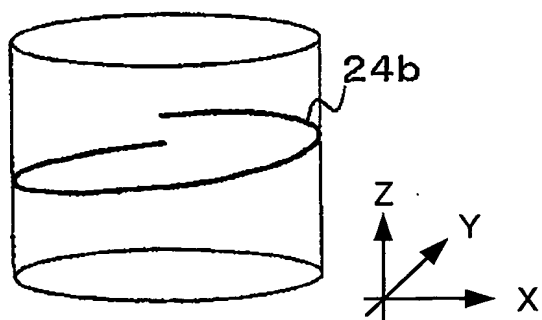


图2

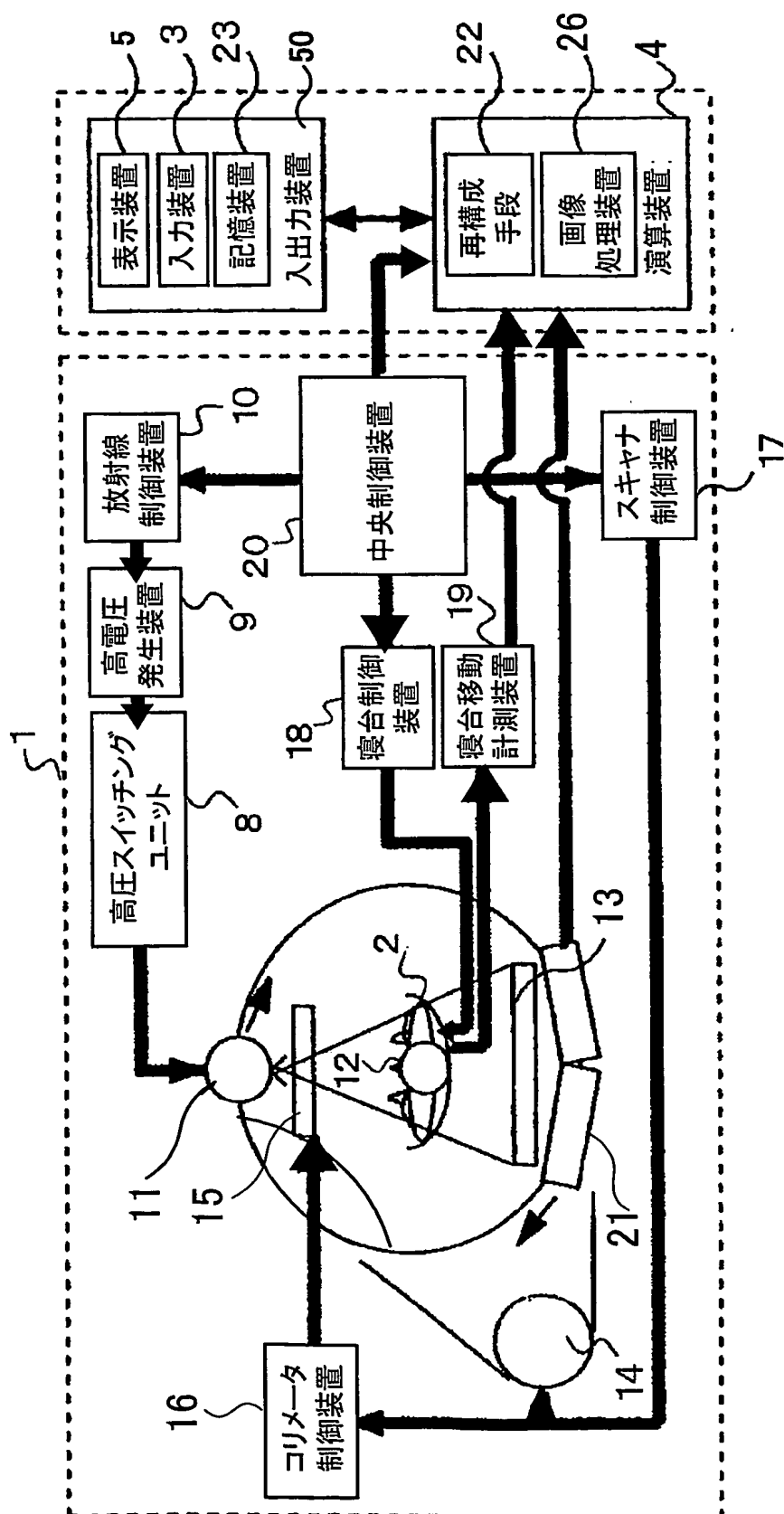


図4A

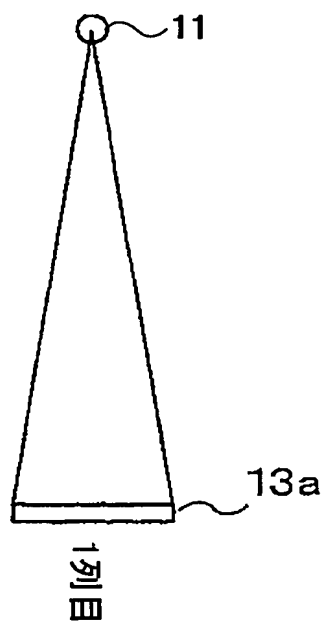


図4B

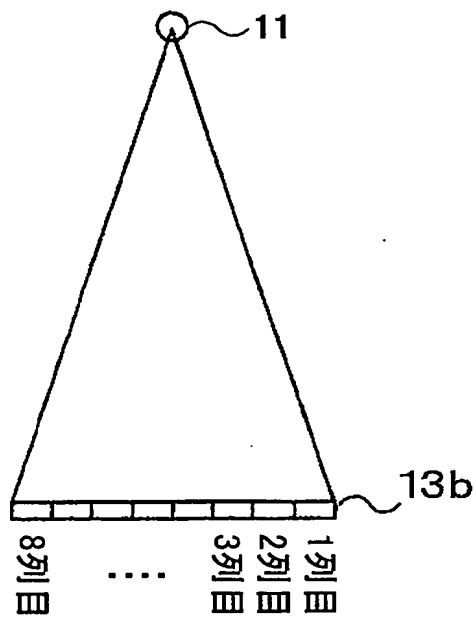


図5A

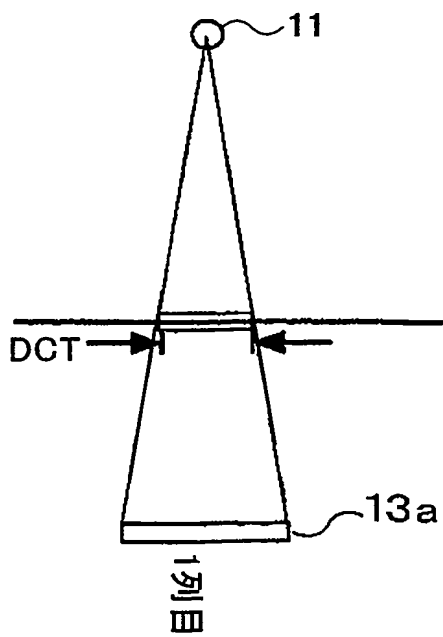
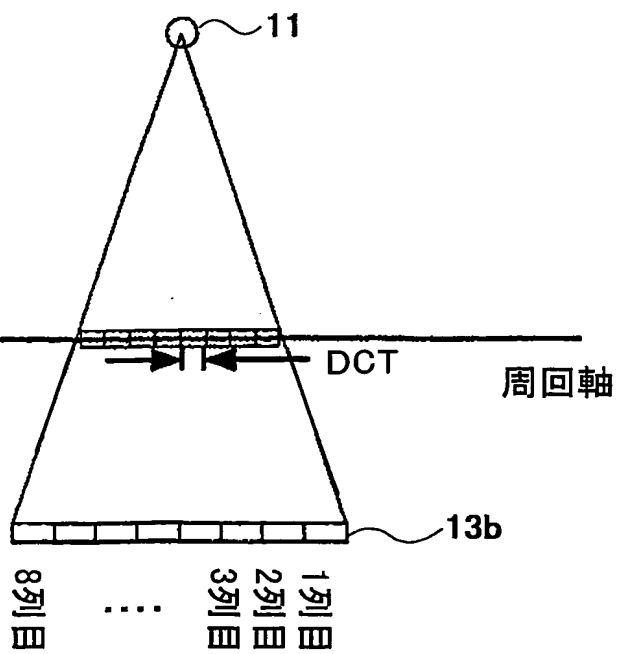


図5B



4/20

図6

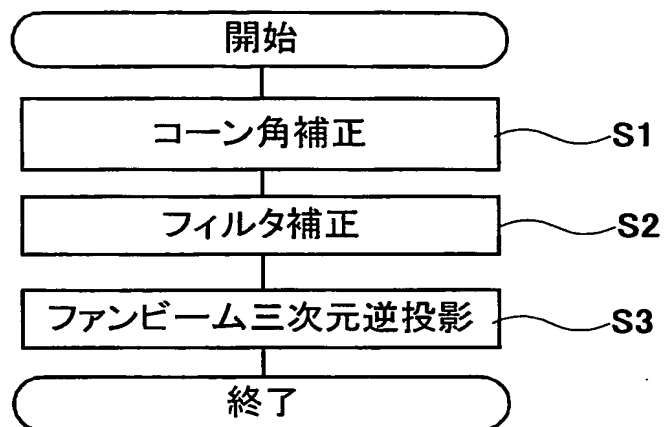


図7

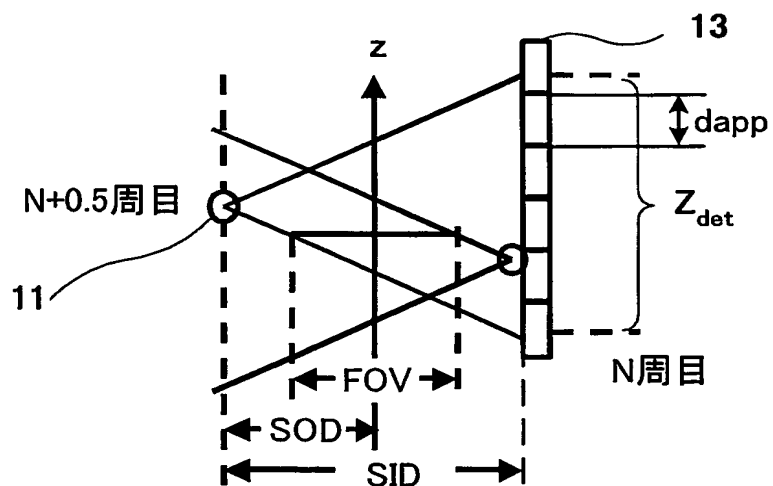
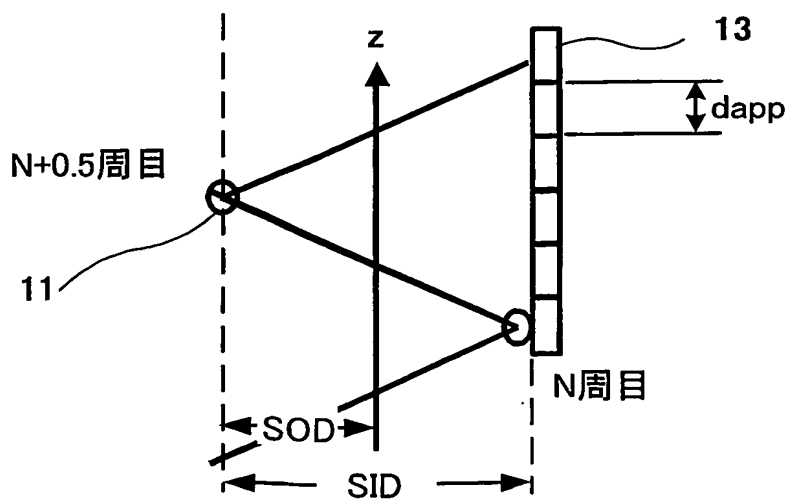


図8



5/20

図9

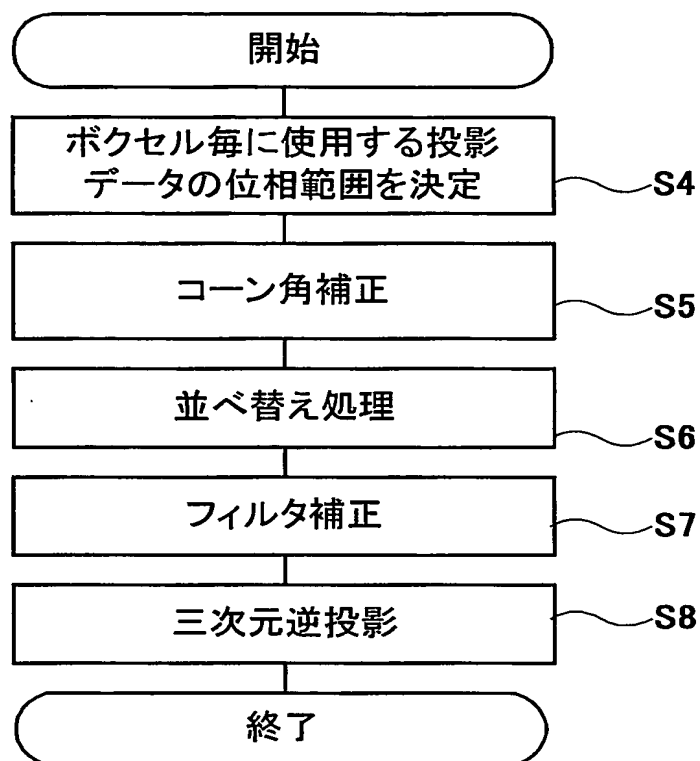


図11A

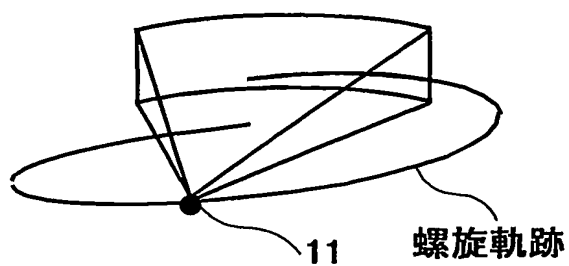
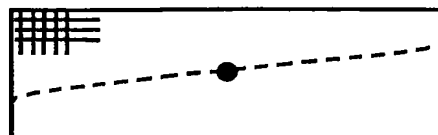
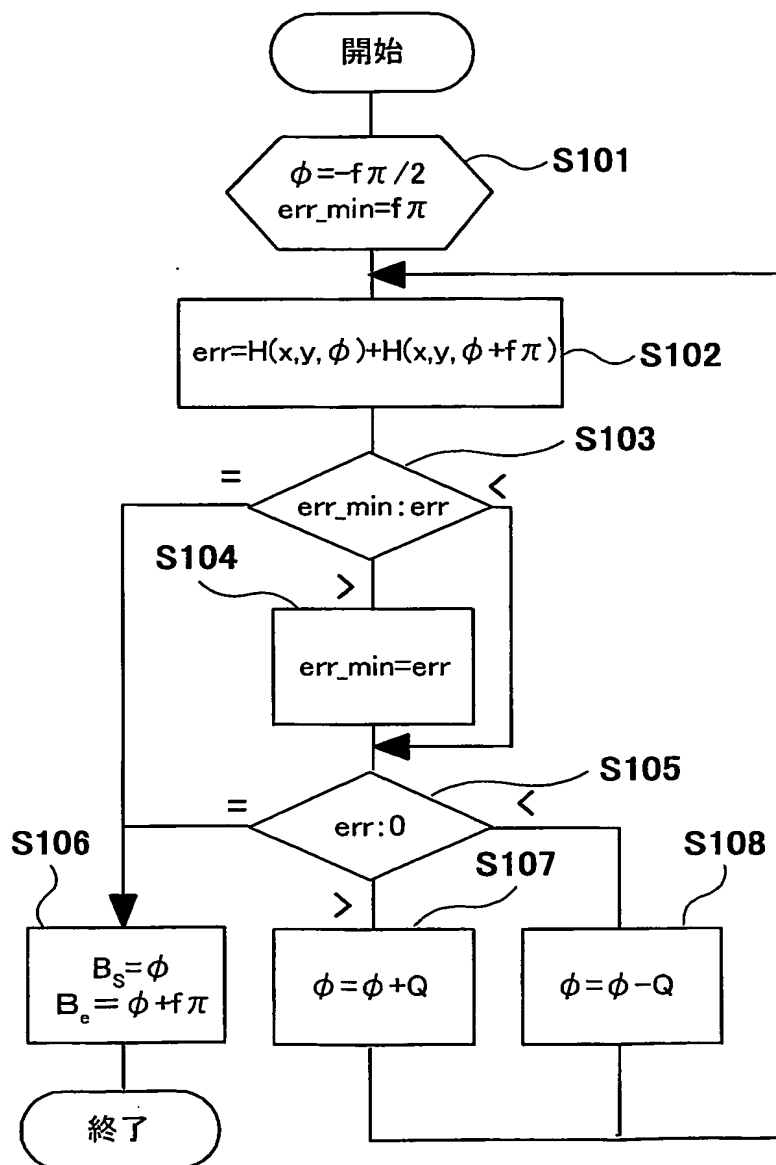


図11B



6/20

図10



7/20

図12A

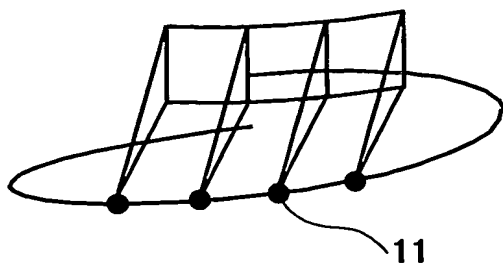


図12B

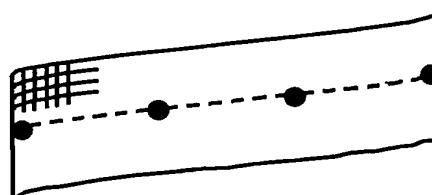


図13A

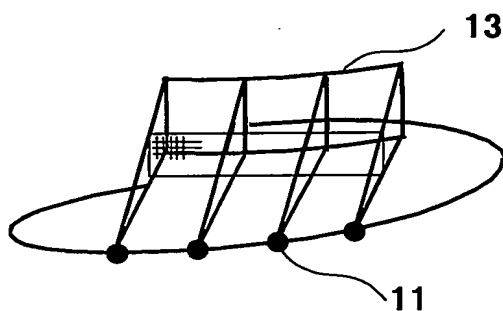


図13B

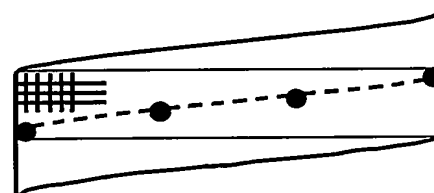


図14A

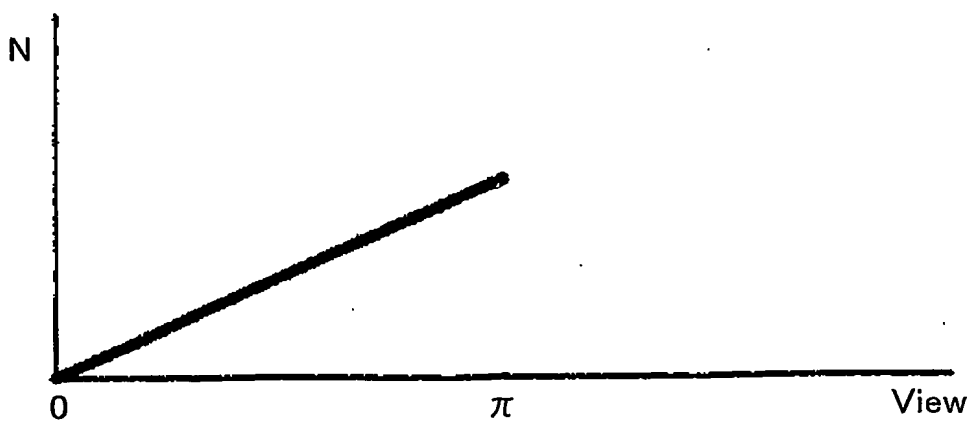
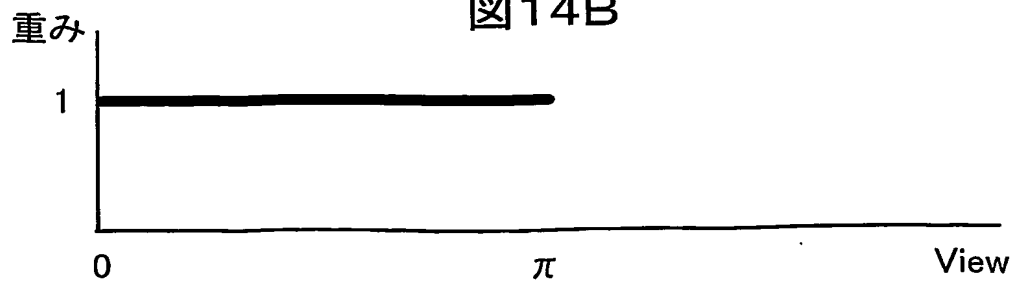


図14B



8/20

図15A

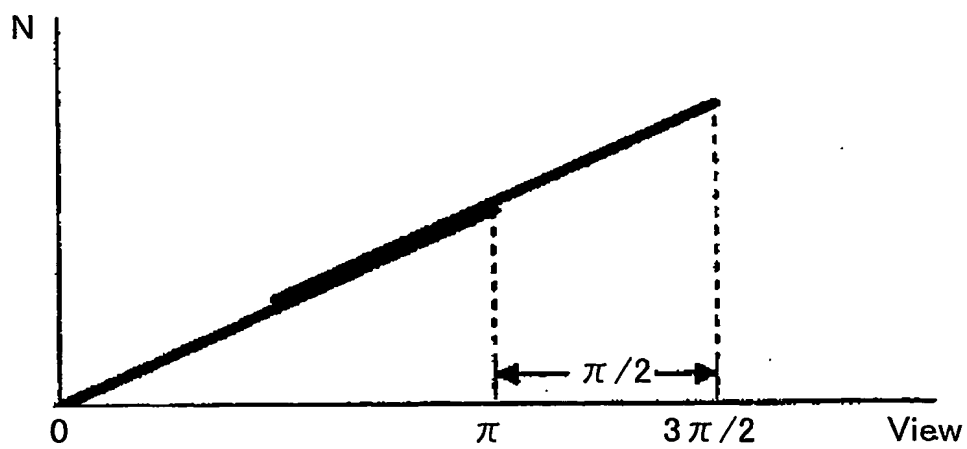


図15B

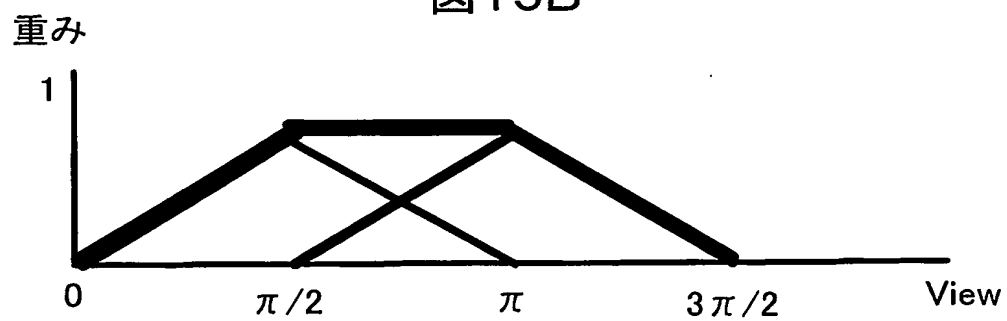
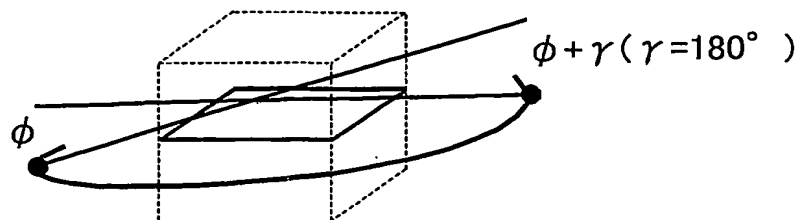


図17

180度位相範囲($f=1$)

9/20

図16

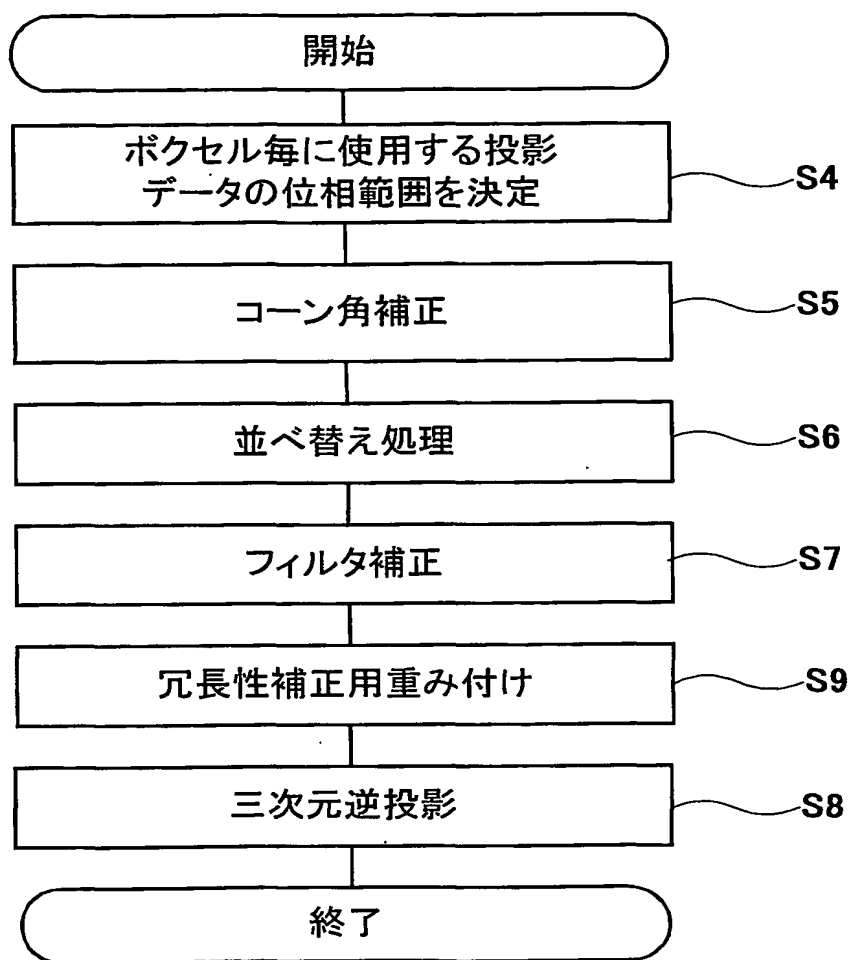
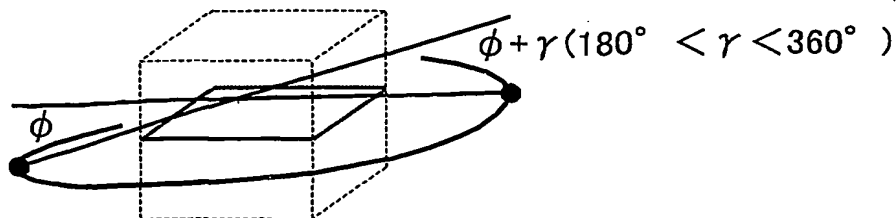


図18

180度位相範囲($1 < f < 2$)

10/20

図19

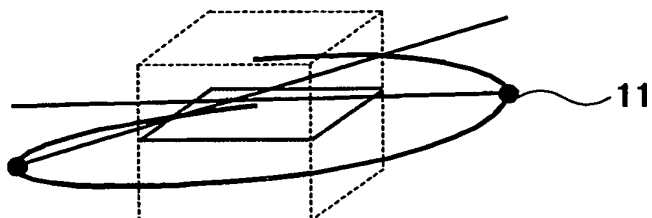
360度位相範囲($f=2$)

図20A

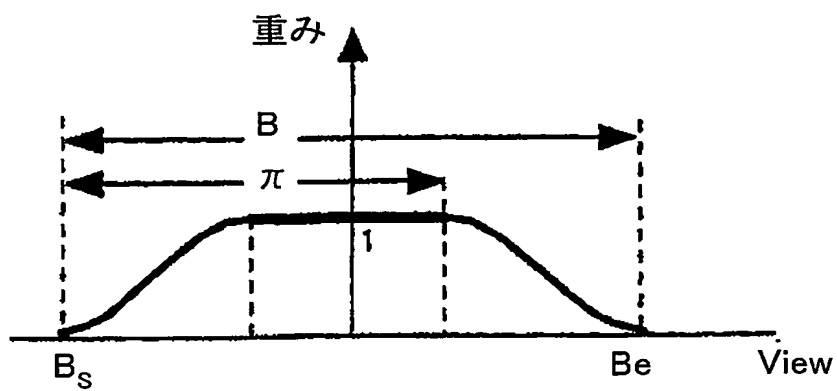
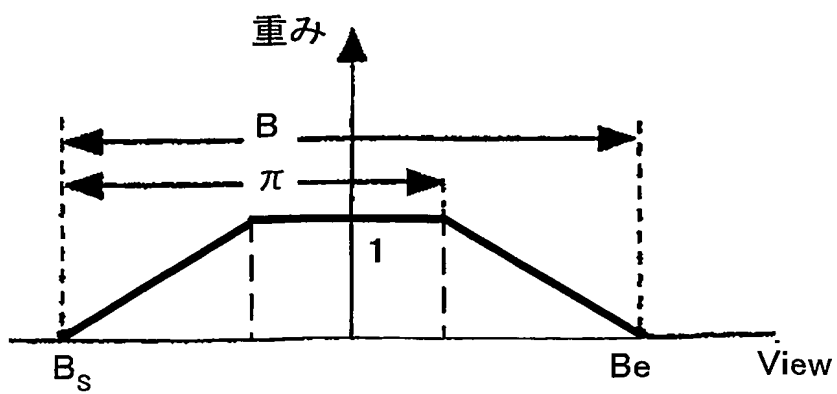


図20B



11/20

図21A

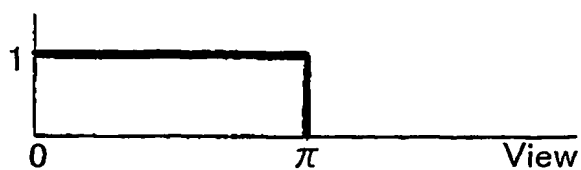
重み $W(\theta)$ 重み関数($B=\pi$)

図21B

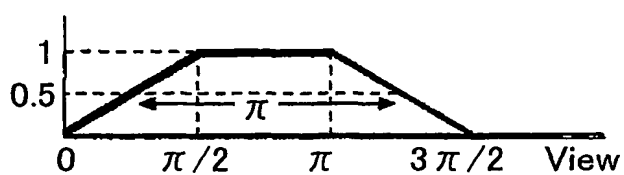
重み $W(\theta)$ 重み関数($B=3\pi/2$)

図21C

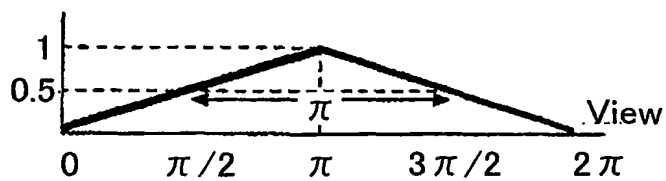
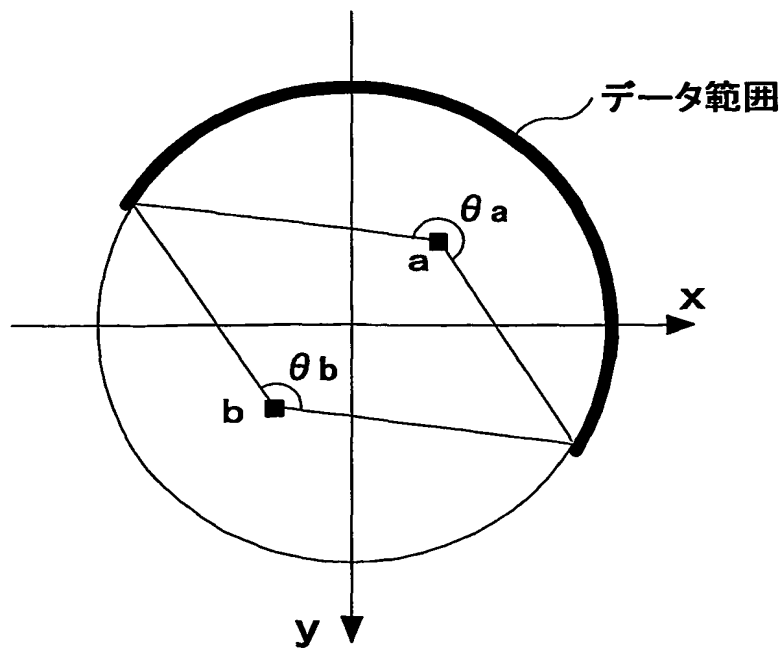
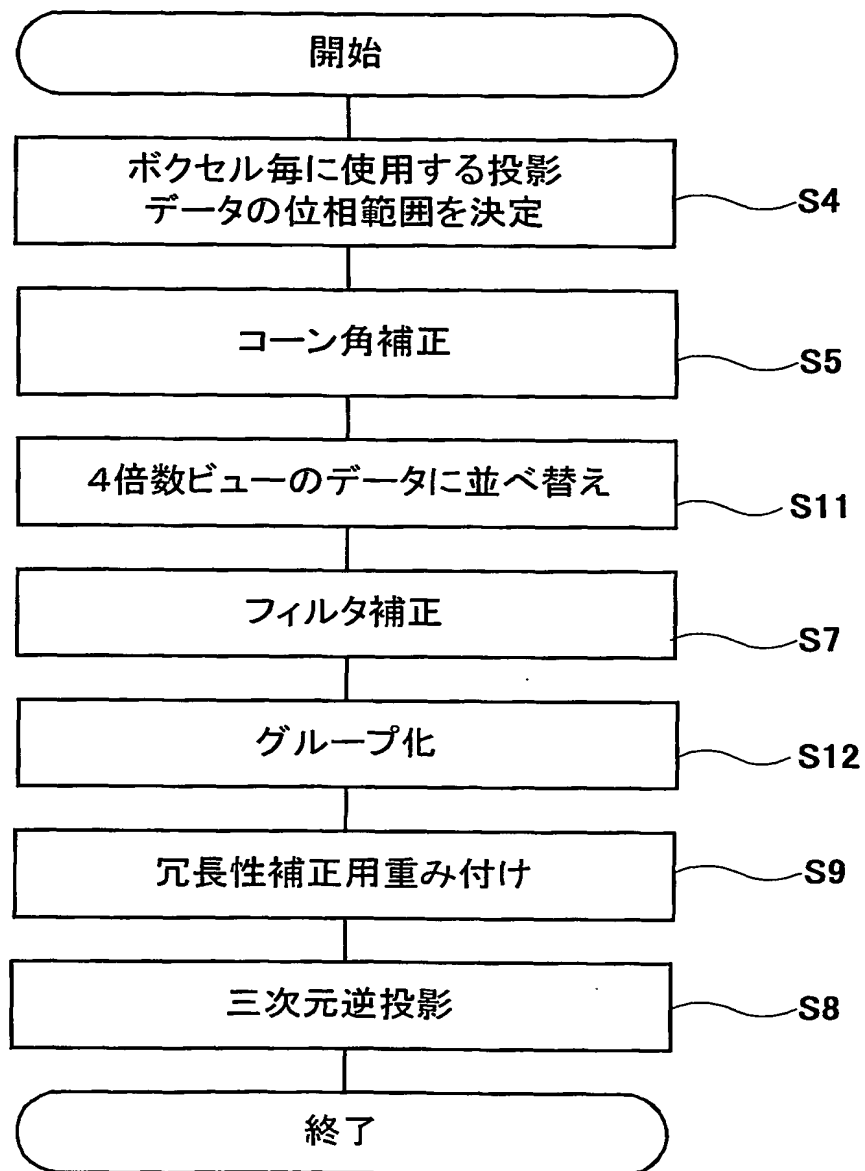
重み $W(\theta)$ 重み関数($B=2\pi$)

図22



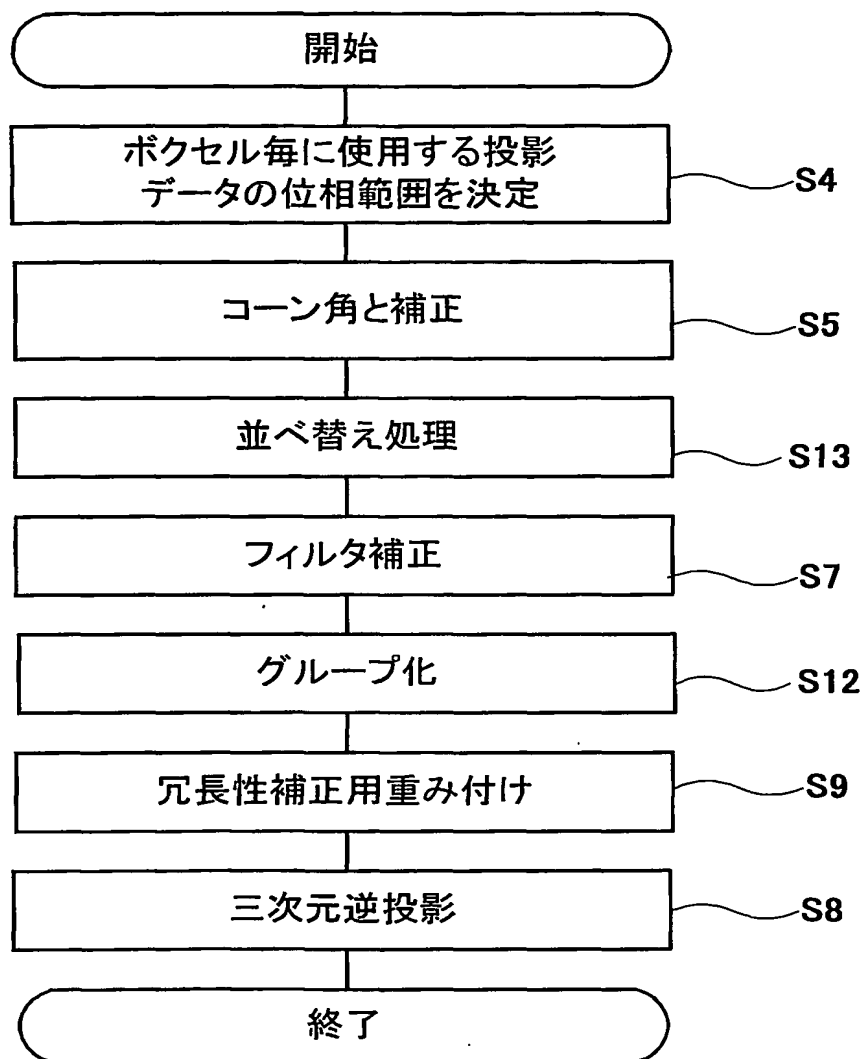
12/20

図23



13/20

図24

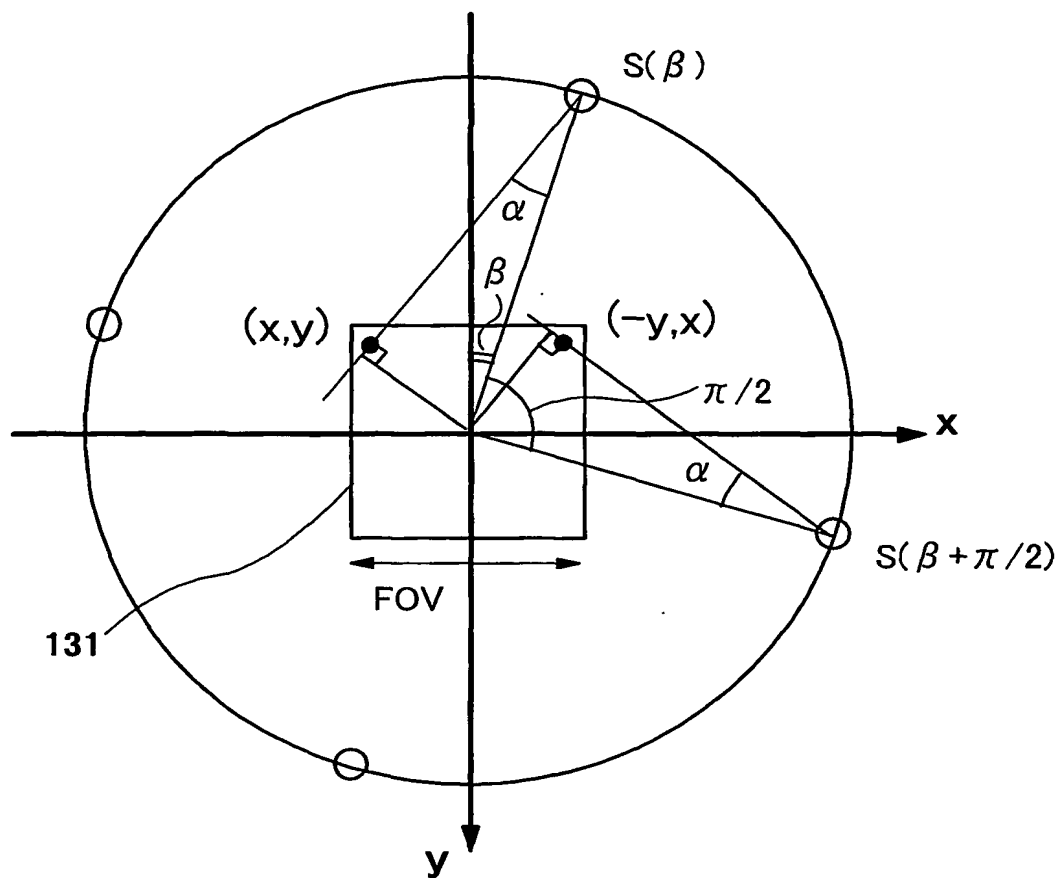


14/20

図25

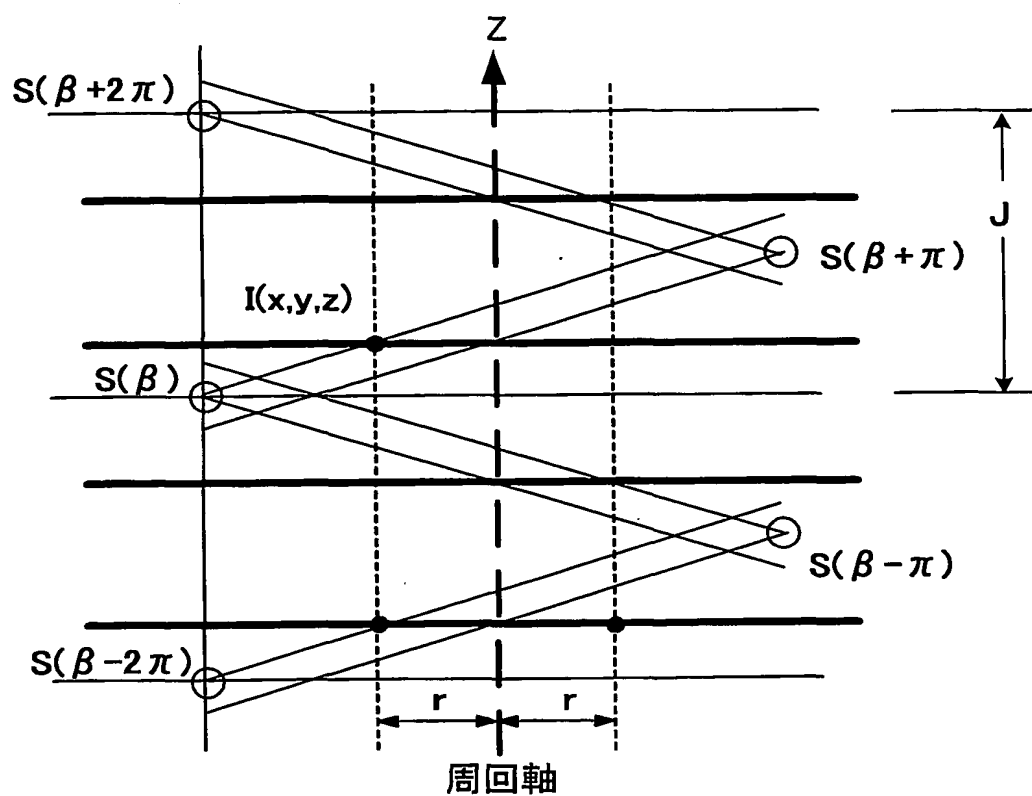
チャンネル方向の演算量: 1/4

view=4N (Nは整数)



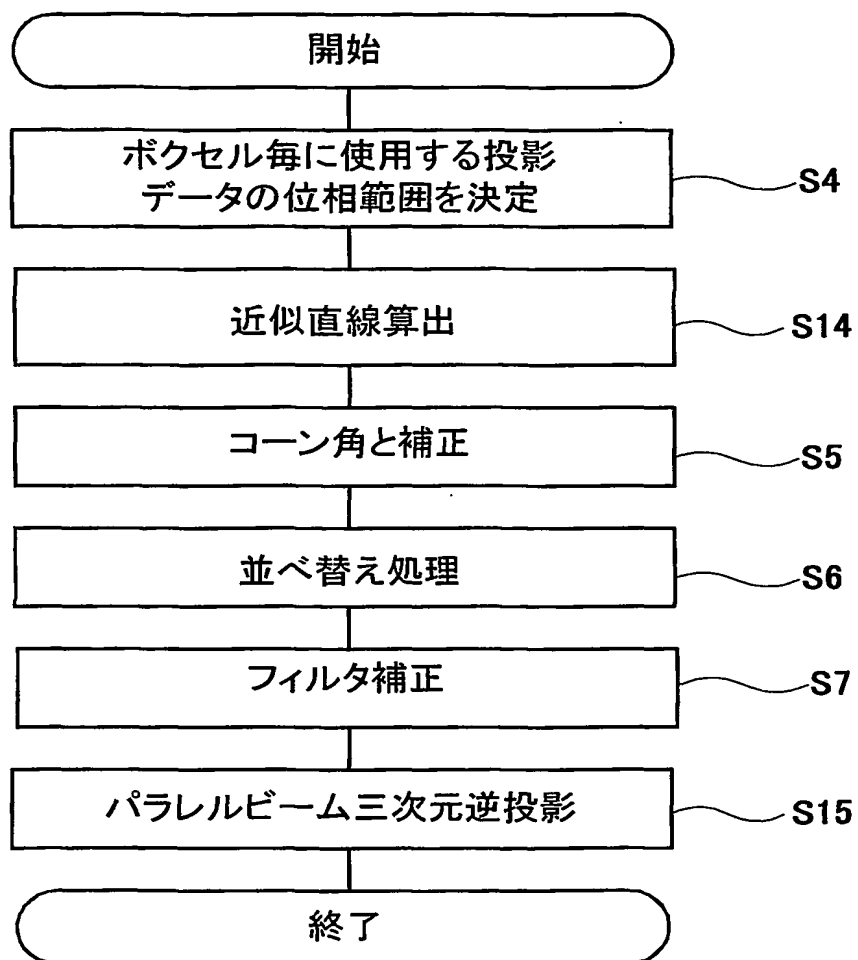
15/20

図26

列方向の演算量: $1/2n$ (n はデータ周数) $rpitch = table/(2N)$ (N は整数)

16/20

図27



18/20

図29

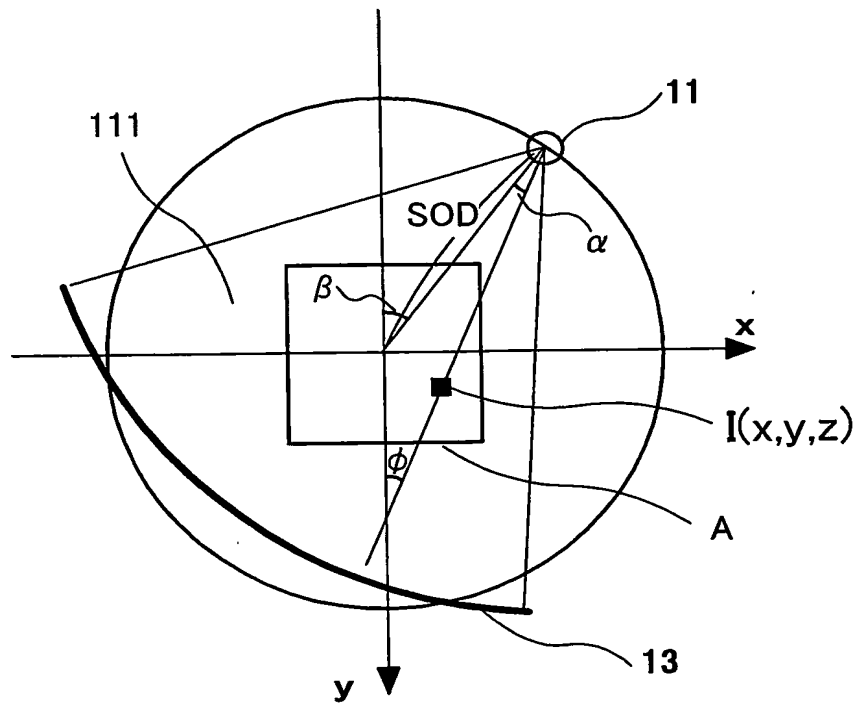
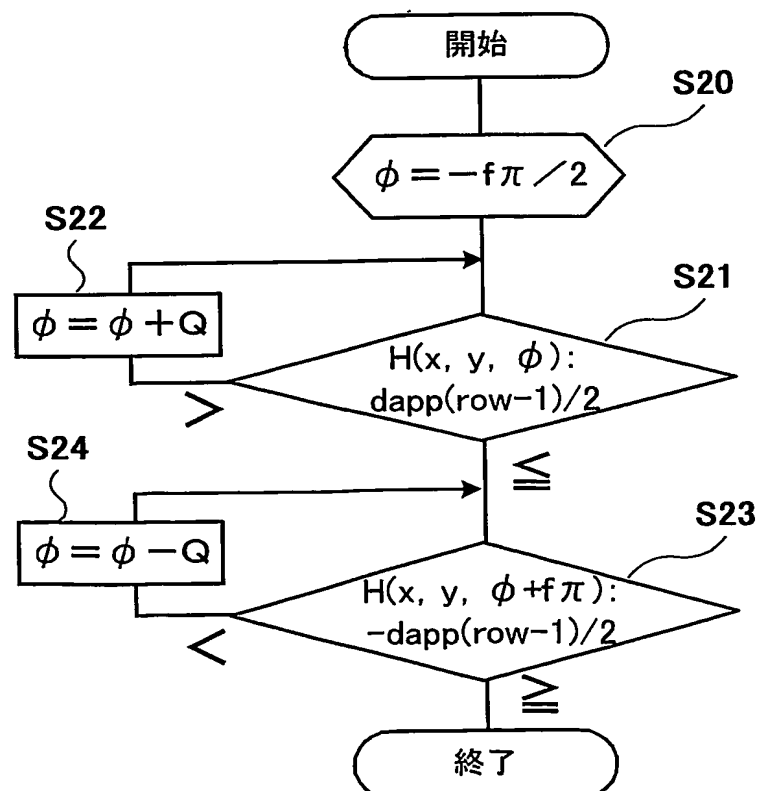


図31



19/20

図30

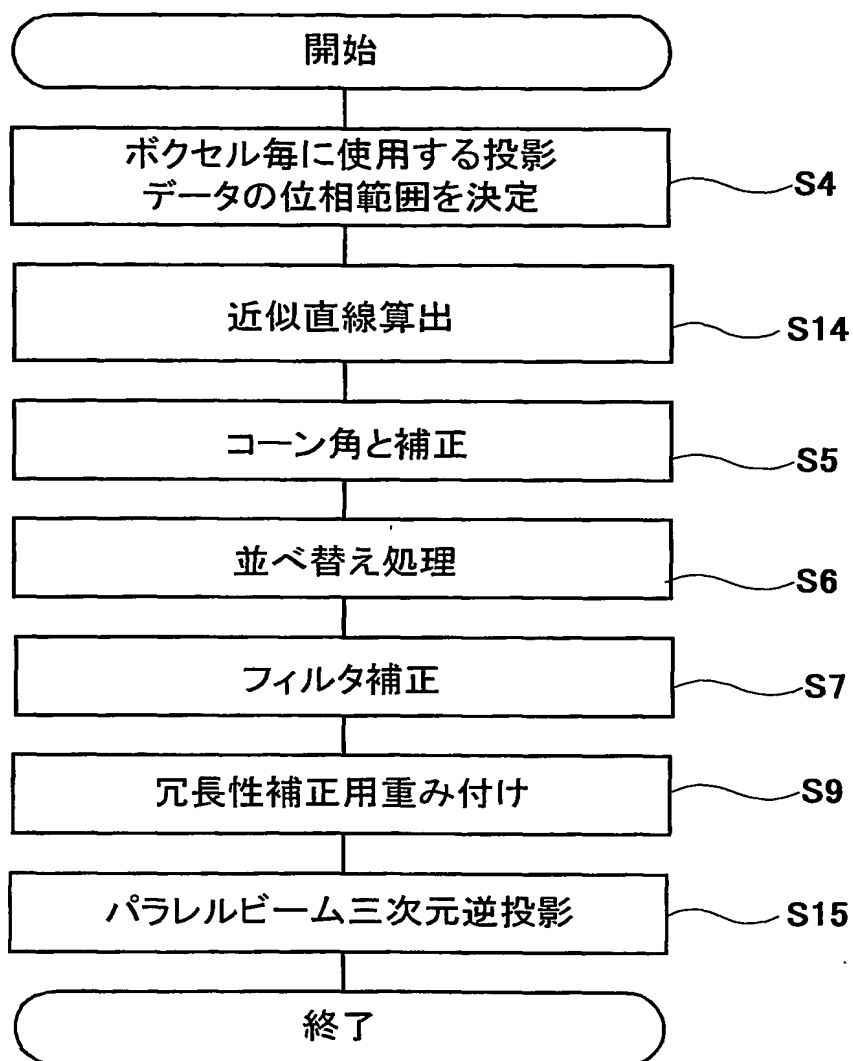


図32A

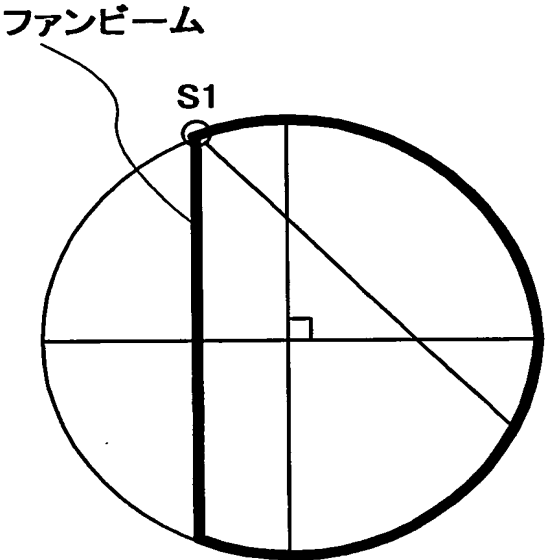


図32B

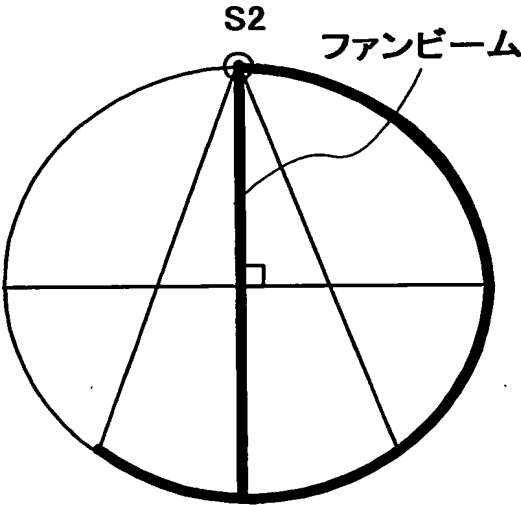


図32C

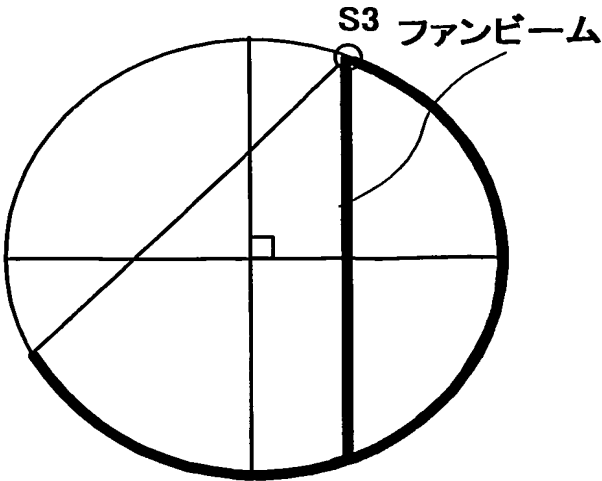
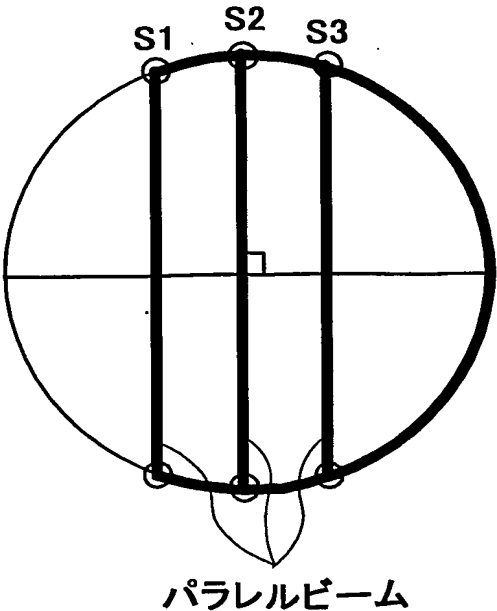


図32D



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/10971

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2002-291732 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC), 08 October, 2002 (08.10.02), Full text; Figs. 1 to 9	1
Y	Full text; Figs. 1 to 9	10
A	Full text; Figs. 1 to 9 (Family: none)	2-4, 11-14
Y	JP 8-187240 A (Toshiba Corp.), 23 July, 1996 (23.07.96), Full text; Figs. 1 to 11 (Family: none)	10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

 Date of the actual completion of the international search
24 September, 2003 (24.09.03)

 Date of mailing of the international search report
07 October, 2003 (07.10.03)

 Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/10971

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10-290798 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 04 November, 1998 (04.11.98), Full text; Figs. 1 to 12 (Family: none)	10
A	JP 2000-225114 A (Toshiba Corp.), 15 August, 2000 (15.08.00), Full text; Figs. 1 to 6 (Family: none)	1-4, 10-14
A	JP 11-253434 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 21 September, 1999 (21.09.99), Full text; Figs. 1 to 15 & WO 98/30980 A1 & WO 99/3885 A1 & EP 892966 A1 & EP 1000408 A1 & US 6240157 B1 & US 6275561 B1	1-4, 10-14
A	JP 11-4823 A (Toshiba Corp.), 12 January, 1999 (12.01.99), Full text; Figs. 1 to 23 & US 5889833 A	1-4, 10-14
P, A	JP 2003-26080 A (Hitachi Medical Corp.), 07 May, 2003 (07.05.03), Full text; Figs. 1 to 6 (Family: none)	1-4, 10-14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/10971

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☒ Claims Nos.: 5-9

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

Claims 5 to 7 contain description of "polygonal display pixel" whose meaning is unclear. The context seems to allow a reader to understand that a display device has a polygonal element.

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☐

The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐

No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A 6 1 B 6 / 0 3

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 2002-291732 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2002. 10. 08 全文、第1-9図	1
Y	全文、第1-9図	10
A	全文、第1-9図 (ファミリーなし)	2-4, 11-14
Y	J P 8-187240 A (株式会社東芝) 1996. 07. 23 全文、第1-11図 (ファミリーなし)	10

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

24. 09. 03

国際調査報告の発送日

07.10.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央



2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 10-290798 A (ジーイー横河メディカルシステムズ株式会社) 1998. 11. 04 全文、第1-12図 (ファミリーなし)	10
A	JP 2000-225114 A (株式会社東芝) 2000. 08. 15 全文、第1-6図 (ファミリーなし)	1-4, 10-14
A	JP 11-253434 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 1999. 09. 21 全文、第1-15図 & WO 98/30980 A1 & WO 99/3885 A1 & EP 892966 A1 & EP 1000408 A1 & US 6240157 B1 & US 6275561 B1	1-4, 10-14
A	JP 11-4823 A (株式会社東芝) 1999. 01. 12 全文、第1-23図 & US 5889833 A	1-4, 10-14
P, A	JP 2003-26080 A (株式会社日立メディコ) 2003. 05. 07 全文、第1-6図 (ファミリーなし)	1-4, 10-14

第Ⅰ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☒ 請求の範囲 5-9 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
請求の範囲5乃至7には、「多角形表示画素」という記載があるが、如何なる意味か不明である。前記記載からは、表示装置が多角形の画素を有するという意味であるとも解せられる。
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅱ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。